

Aus dem Medizinischen Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
des Fachbereichs der Medizin der Philipps-Universität Marburg

Geschäftsführende Direktorin: Prof. Dr. Heike Korbmacher-Steiner

Abteilung für Zahnerhaltung

Direktor: Prof. Dr. Roland Frankenberger

**Vergleich und Analyse der Eigenschaften eines Bulk-Fill-Komposits mit denen
eines herkömmlichen lichthärtenden Universalkomposits**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnmedizin

Dem Fachbereich Medizin der Phillips-Universität Marburg
vorgelegt von

Anna Tyss
aus Sudauen/Polen

Marburg, 2021

Angenommen vom Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg am: 25.10.2021

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs Medizin

Dekanin: Prof. Dr. Denise Hilfiker-Kleiner

Referent: Prof. Dr. Roland Frankenberger

1. Korreferent: Prof. Dr. Ulrich Lotzmann

Meiner Familie gewidmet.

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis.....	IV
Abbildungsverzeichnis.....	VI
1 Einleitung.....	1
2 Literatur.....	2
2.1 Komposit als Füllungswerkstoff	2
2.1.1 Entstehung des Werkstoffes	2
2.1.2 Bestandteile.....	4
2.1.2.1 Kunststoffmatrix.....	4
2.1.2.2 Füllkörper	6
2.1.2.3 Haftvermittler.....	7
2.2 Kompositklassifikationen	8
2.2.1 Direkte Komposite.....	8
2.2.1.1 Konventionelle Komposite	8
2.2.1.2 Mikrofüllerkomposite.....	9
2.2.1.3 Hybrid-Komposite	10
2.2.1.4 Stopfbare & Fließbare Komposite	10
2.2.1.5 Nanofüllerkomposite.....	11
2.2.1.6 Kompomere.....	11
2.2.1.7 Ormocere	12
2.2.1.8 Silorane.....	13
2.2.1.9 Bulk-Fill-Komposite	15
2.2.2 Radikalische Polymerisation, Polymerisationsschrumpfung & Polymerisationsspannung	17
2.3 Adhäsivtechnik	20
2.3.1 Adhäsion der Komposite an Schmelz	21

2.3.2	Adhäsion der Komposite an Dentin	23
2.3.3	Einteilung der Adhäsivsysteme	24
2.3.3.1	Die ersten Generationen	26
2.3.3.2	Selective-Etch-Adhäsive	26
2.3.3.3	Etch-and-rinse-Adhäsive	28
2.3.3.4	Self-Etch-Adhäsive	29
2.3.3.5	Universaladhäsive	30
2.4	Applikation des Komposits	31
2.4.1	Applikationstechniken in Front- & Seitenzahnbereich	31
3	Ziel der Dissertation	34
4	Material & Methode	35
4.1	Versuchsgestaltung	35
4.2	Vorbereitung der Weisheitszähne	37
4.2.1	Präparation	37
4.3	Herstellung der Proben	38
4.3.1	Erläuterung der Materialien und ihrer Anwendung	38
4.3.2	Erläuterung des Präzisionstrenners „IsoMet™ 1000“	40
4.3.3	Sägen der Proben	40
4.4	Mikrozug-Untersuchung	41
4.5	REM-Untersuchung	42
5	Ergebnisse	43
5.1	Testverfahren	43
5.2	Quantitative Auswertung	44
5.3	Qualitative-Auswertung (REM-Auswertung)	47
5.4	Vergleich der Gruppen 1 und 2 (Filtek™ One)	48
5.5	Vergleich der Gruppen 3, 4 und 5 (Filtek™ One & Venus®)	51
5.6	Vergleich der Gruppen 6, 7 und 8 (Venus®)	53
6	Diskussion	56

6.1	Entscheidung für In-Vitro-Studie.....	56
6.1.1	Lagerungsmedium der Zähne.....	56
6.1.2	Herstellung und Verarbeitung der Proben.....	57
6.1.2.1	Präparation und Anwendung der Materialien	57
6.1.2.2	Sägen der Proben	58
6.1.2.3	Mikrozugversuch	59
6.2	Ergebnisse	60
6.2.1	Filtek™ -One Bulk-Fill.....	60
6.2.2	Filtek™ One Bulk Fill & Venus®	61
6.2.3	Venus®	62
6.3	Beantwortung der Fragestellungen	63
6.3.1	Wie stark ist der Verbund zwischen Dentin und dem Bulk-Fill-Komposit sowie zwischen Dentin und dem Universalkomposit mithilfe der Bulk-Fill-Fülltechnik?	63
6.3.2	Wie verhält sich der Verbund zwischen den Inkrementen desselben Materials? 63	
6.3.3	Wie verhält sich der Verbund zwischen den Inkrementen unterschiedlichen Materials?.....	64
6.3.4	Hat die Verwendung der Inkrementtechnik beziehungsweise immer schmäler werdenden Inkrementschichten bei dem Bulk-Fill-Komposit Auswirkungen auf den Komposit-Dentin-Verbund?	64
6.4	Schlussfolgerung	64
7	Zusammenfassung.....	66
7.1	Ziel der Dissertation	66
7.2	Versuchsaufbau.....	66
7.3	Ergebnisse	67
8	Abstract	68
8.1	Objective	68
8.2	Experimental set up	68
8.3	Results	69

9	Literatur.....	70
10	Anhang	80
10.1	Verzeichnis der akademischen Lehrenden	80
10.2	Danksagung	80

Abkürzungsverzeichnis

Bis-EMA	Bisphenol-A-Ethoxydimethacrylat
Bis-GMA	Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat
Bzw.	Beziehungsweise
C-Faktor	configuration factor; Konfigurationsfaktor
DMA	Dimethacrylat
EBPDMA	Ethoxylierte-Bisphenol-A-Dimethacrylate
EDTA	Ethylendiamintetraacetat
EGDMA	Ethylenglykoldimethacrylat
E-Modul	Elastizitätsmodul
g	Gramm
Gew.-%	Gewichtsprozent
GmbH	Gesellschaft mit beschränkter Haftung
GIZ	Glasionomerzement
HEMA	Hydroxyethylmethacrylat
Inc.	Incorporated
ISO	International Organization for Standardization
LED	Lichtemittierende Diode
MDP	10-Methacryloyloxydecyl-Dihydrogenphosphat
mm	Millimeter
mm ²	Quadratmillimeter
MMA	Methylmethacrylat
MPa	Megapascal
m ² /g	Quadratmeter pro Gramm
mW/cm ²	Milliwatt pro Quadratzentimeter
N	Newton
nm	Nanometer
NPGGMA	N-Phenyl-Glycin-Glycidyl-Methacrylat
N/mm ²	Newton pro Quadratmillimeter
p	Signifikanzwert

PEGDMA	Polyethylen-Glycol-Dimethacrylat
PENTA	Dipentaerytritol-Pentamethacryloyloxyphosphat
REM	Rasterelektronenmikroskop
SD	Standardabweichung
SiO ₂	Siliziumdioxid
TCD-DI-HEA	Bis-(Acryloyloxymethyl)tricyclo [5.2.1.02,6]decan
TEGDMA	Triethylenglycol-Dimethacrylat
UDMA	Urethandimethacrylat
USA	United States of America
UV	Ultraviolett
U/Min	Umdrehungen pro Minute
Vol.-%	Volumenprozent
4-META	4-Methacryloyloxyethyl-Trimellitat-Anhydrid
μm	Mikrometer
\bar{x}	Mittelwert

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Bis-GMA [93]	3
Abbildung 2: a) Benzoinmethylether b) Campherchinon ; Durch Lichteinwirkung entstehende Radikale [46].....	5
Abbildung 3: Silanisierung; ein Füllkörper, der durch Wasserstoffbrückenbindungen an das Silan verbunden ist und in einem weiteren Schritt kovalente Bindungen mit der Matrix eingehen kann [100]	7
Abbildung 4: Das Siloran-Grundgerüst [49]	14
Abbildung 5: Kationische Polymerisation nach Weinmann et al. (2005) [49]	14
Abbildung 6: Vergleich der mechanischen Eigenschaften verschiedener Kompositklassen [71]	16
Abbildung 7: Darstellung des Konfigurationsfaktors (C-Faktor). C-Faktor links 1:5 = 0,2;... rechts 5:1 = 5 [9]	20
Abbildung 8: Schematische Darstellung der Polymerisationsschrumpfung [42]	20
Abbildung 9: Entstehung eines retentives Ätzmusters im Zahnschmelz. a) Ätztyp 1 b) Ätztyp 2 c) Ätztyp 3 [49]	22
Abbildung 10: Klassifikation der Adhäsivsysteme nach ihrem Wirkmechanismus und der Anzahl der Applikationsschritte [35].....	25
Abbildung 11: Schematische Darstellung der Dentinhaftvermittlung nach Anwendung dentinkonditionierender Adhäsivsysteme [49].....	27
Abbildung 12: Skizze der Versuchsgestaltung.....	36
Abbildung 13: Kavität Klasse I: Breite & Länge: 5mm; Tiefe: 4mm; 4 Scheiben à 4 Stäbchen [verändert nach 9].....	37
Abbildung 14: Kraft-Weg-Diagramm; Stäbchen aus Gruppe 7. A: Grundspannung zu Beginn des Versuchs. B: Kraft zum Zeitpunkt des Bruchs. C: Grundspannung am Ende des Versuchs	42
Abbildung 15: Veranschaulichung der Anzahl der gezogenen Stäbchen. Die gelbe Farbe zeigt die Stäbchen an, die mikroskopisch untersucht und am Ende ausgewertet wurden.	44
Abbildung 16: Veranschaulichung der Anzahl der gesägten Stäbchen. Die orangene Farbe zeigt die Stäbchen, die im weiteren Schritt gezogen wurden.	44
Abbildung 17: Quantitative Auswertung der Stäbchen in Tabellenform.....	45

Abbildung 18: Quantitative Auswertung der Messwerte	46
Abbildung 19: Durchschnittliche Haftungswerte aller Gruppen.....	46
Abbildung 20: Bruchvariationen nach Scherrer et al. (2009): (a) kohäsiver Bruch in Dentin (b) kohäsiver Bruch in Komposit (c) adhäsiver Bruch an der Dentin-Adhäsiv-Grenze (d) adhäsiver Bruch an der Komposit-Adhäsiv-Grenze (e) & (f) gemischter Bruch [99]	47
Abbildung 21: Vergleich der Filtek™ One-Gruppen bei unterschiedlichen Schichttechniken	48
Abbildung 22: 2 Stäbchen aus 1. Versuchsgruppe bei 250-facher Vergrößerung. Linkes Bild: adhäsiver Bruch an der Komposit-Adhäsiv-Grenze; rechtes Bild: adhäsiver Bruch an der Dentin-Adhäsiv-Grenze	49
Abbildung 23: Stäbchen aus 2. Versuchsgruppe - gemischter Bruch. Linkes Bild: 250-fache Vergrößerung, deutlich erkennbare Kompositauflagerungen oben, sowie Ausrisse an den Dentinkanälchen unten rechts. Rechtes Bild: Dentinkanälchen bei 1000-facher Vergrößerung.	49
Abbildung 24: Stäbchen aus 2. Versuchsgruppe, vermehrt kohäsiver Bruch, keine sichtbaren Dentinkanälchen. Linkes Bild: 250-fache Vergrößerung; rechtes Bild: 1000-fache Vergrößerung zur Verdeutlichung der fehlenden Dentinstruktur.	50
Abbildung 25: Vergleich der gemischten Gruppen – Filtek™ One und Venus® bei unterschiedlichen Schichttechniken	51
Abbildung 26: Stäbchen aus 5. Versuchsgruppe, kohäsiver Bruch in Dentin. Linkes Bild: 250-fache Vergrößerung; zahlreiche Ausrisse in reinem Dentin. Rechtes Bild: 500-fache Vergrößerung; sichtbar offene Dentintubuli.	52
Abbildung 27: Stäbchen aus 4. Versuchsgruppe, gemischter Bruch. Linkes Bild: 250-fache Vergrößerung; Frakturen in Dentin und Komposit sichtbar. Rechtes Bild: 1000-fache Vergrößerung; linke obere Ecke des Stäbchens mit sichtbarer Dentinstruktur sowie strukturloser Kompositauflagerung	52
Abbildung 28: Vergleich der Venus®-Gruppen bei unterschiedlichen Schichttechniken	53
Abbildung 29: Stäbchen aus 6. Versuchsgruppe, kohäsiver Bruch in Komposit. Linkes Bild: 250-fache Vergrößerung; großflächiger Bruch in reinem Komposit. Rechtes Bild: 1000-fache Vergrößerung	54
Abbildung 30: Stäbchen aus 7. Versuchsgruppe, gemischter Bruch. Linkes Bild: 250-fache Vergrößerung; sowohl Dentinausrisse, als auch Kompositauflagerungen sichtbar. Rechtes Bild: 1000-fache Vergrößerung; offene Dentintubuli links, Kompositauflagerungen rechts	54

Abbildung 31: Stäbchen aus 8. Versuchsgruppe, adhäsiver Bruch an der Dentin-Adhäsiv-Grenze. Linkes Bild: 250-fache Vergrößerung; versiegelte Dentintubuli, Dentin-Adhäsivgrenze gut sichtbar. Rechtes Bild: 1000-fache Vergrößerung; versiegelte Dentintubuli. 55

Abbildung 32: Stäbchen aus 8. Versuchsgruppe, adhäsiver Bruch an der Komposit-Adhäsiv-Grenze. Linkes Bild: 250-fache Vergrößerung; Kompositauflageung auf der Adhäsivschicht. Rechtes Bild: 1000-fache Vergrößerung; struktuloses Komposit auf dem Adhäsiv. 55

1 Einleitung

Das Streben nach einem schönen, gepflegten und weißen Lächeln wird bereits seit Jahren durch die Medienindustrie bestärkt und dieses Idealbild von Menschen mittlerweile favorisiert. Immer seltener entscheiden sich Patienten für eine Regelversorgung des Seitenzahnbereichs in Form von einer Amalgam-Füllung und wählen stattdessen eine zahnfarbene Alternative. Diese Alternative muss sowohl für den Patienten wie auch für den behandelnden Zahnarzt positive Aspekte mit sich bringen. So sollte das Material ästhetisch und medizinisch vertretbar sein, hohe Belastbarkeit und geringe Schrumpfung aufweisen, langlebig, polierbar, nicht verfärbbar und im besten Fall einfach unauffällig sein [7, 84, 120]. In der heutigen Zeit spielt aber nicht nur die Ästhetik eine Rolle. Auch die Zeit selbst ist ein wichtiger Ansatzpunkt. Heutzutage möchte man ein gutes Ergebnis in einer kurzen Zeit erreichen [84].

Für ein gutes Ergebnis sorgen jahrelang getestete Materialien, die Technik der Applikation und die Erfahrung der Behandelnden. Die Adhäsivsysteme, die eine wichtige Rolle für einen starken Verbund zwischen dem Komposit und der Zahnhartsubstanz spielen, wurden bereits lange modifiziert und verbessert, sodass man auf dem heutigen Markt ein zeitsparendes und effizientes Einflaschen-Material, das Universaladhäsiv, finden kann. An der Spitze der Komposite findet man die Universalkomposite, die mit der Inkrementtechnik bzw. Schichttechnik in die Kavität inseriert werden. Die etablierte Fülltechnik des universellen Hybridkomposits ist besonders in ästhetischen Kompositaufbauten in dem Frontzahnbereich und bei sehr tiefen Kavitäten die Standard-Fülltechnik in der zahnärztlichen Praxis. Nun stellt sich jedoch die Frage, wie man hierbei Zeit einsparen, aber trotzdem ein ebenso überzeugendes Ergebnis erreichen kann. So wurde vor einigen Jahren ein neues Komposit auf den Dentalmarkt gebracht, das andere Eigenschaften im Vergleich zu üblichen Universalkompositen aufzeigt und gleichzeitig die Applikationstechnik ändert. Es handelt sich um Bulk-Fill-Komposite, die es den Behandelnden erlauben auf die Inkrementtechnik im Fall einer 4-5mm tiefen Kavität komplett zu verzichten.

Mithilfe dieser Dissertation sollen die Eigenschaften und das Verhalten am Dentin-Komposit-Verbund eines Bulk-Fill-Komposits mit denen eines herkömmlichen universellen Hybridkomposits verglichen und analysiert werden. Es soll überprüft werden, ob die Ergebnisse miteinander vergleichbar sind und ob man dank eines neuen Materials schneller und effizienter arbeiten könnte.

2 Literatur

2.1 Komposit als Füllungswerkstoff

Dank zahnfarbener Füllungsmaterialien besteht in der heutigen Zeit die Möglichkeit den Patientenwunsch nach ästhetisch gesundaussehenden Zähnen, trotz zerstörter Zahnhartsubstanz, zu erfüllen. Dieses Füllungsmaterial kann als Verbundkunststoff, gefüllter Kunststoff oder Komposit bezeichnet werden [59]. Der Begriff Komposit stammt aus dem lateinischen Wort „componere“ und bedeutet „zusammenfügen“. Es handelt sich um das Zusammenfügen unterschiedlicher Werkstoffe, beispielsweise unterschiedlicher Monomere, welche die Eigenschaften des dentalen Komposits beeinflussen können. Ganz besonders üben heutzutage die Füllkörper Einfluss auf das Verhalten des Werkstoffes aus [53].

Im Weiteren soll auf die Entstehung, die Bestandteile und die Entwicklung des Komposits sowie auf die chemischen Aspekte eingegangen werden.

2.1.1 Entstehung des Werkstoffes

Bevor die erste Version des Komposits im Jahr 1949 entstand, bestanden zahnfarbene Füllungen aus Silikatzementen. Zum einen gab dieses Material Fluoridionen frei, was die Entstehung einer Sekundärkaries, besonders am Übergang von der Zahnhartsubstanz zum Füllungsmaterial, erschwerte, zum anderen aber war es abrasionsunbeständig [104]. Der Gedanke kam auf, ein Füllungsmaterial zu entwickeln, welches sich im Patientenmund besser verhält und beständiger ist. Zu der Umsetzung des Gedankens verhalf die in den 1930er Jahren durch Otto Röhm entwickelte Reaktion, die Polymerisation der Methacrylatmoleküle (MMA) zu einem Polymethacrylat (PMA). Das PMA ist auch besser bekannt als Plexiglas. Die Zahnmedizin entdeckte diese Sensation im Jahr 1936 für sich dank dem Zahntechniker Gottfried Roth, der die Polymethacrylate zerkleinerte und diese dann erneut mit dem MMA vermischte. Er stellte die erste Kunststoffprothese her [15].

Auch das Füllungsmaterial wurde auf MMA-Basis entwickelt - die erste Form des Komposits. Diese Form hatte allerdings zu Beginn schlechte bzw. nicht die gewünschten Eigenschaften. Der Kunststoff verfärbte sich, schrumpfte und es kam zu Spaltbildungen zwischen Füllung und Zahnhartsubstanz [104]. Die Schrumpfung des MMA entstand bei der Umwandlung des Monomers zum Polymer und betrug ungefähr 21 Vol% [15]. Im Jahr 1951 wurden von den

Forschern Knock und Glenn dem Komposit Füllkörper, die weitgehend aus Glas, Talkum und unlöslichen Salzen bestanden, beigefügt, um die Polymerisationsschrumpfung zu reduzieren. Leider konnte diese Art von Füllungsmaterial die Behandelnden nicht überzeugen, sodass erst 1963 das patentierte Modell von Bowen einen Durchbruch erlangte [11, 53, 104].

Bowen beschäftigte sich mit der Möglichkeit Epoxidharze als Füllungswerkstoff zu nutzen. Diese kamen bereits in den 1930er Jahren auf den Markt, mit der Idee aus ihnen Prothesen herstellen zu können [15]. Da die Epoxidharze die Polymerisationsreaktion störten, mischte er zu den Epoxid-Gruppen Methacrylat-Gruppen hinzu und entwickelte somit ein Dimethylacrylat. Bowen erfand also den auf dem hochviskösen Bis-GMA (Abbildung 1) basierenden Komposit, der zusätzlich mit einem weiteren niedrigviskösen Dimethylacrylat, dem TEGDMA, vermischt wurde, um die Füllkörper - silanisierte Quarzpartikel - noch besser in die Kunststoffmatrix einzumischen und die Mobilität der Monomere zu erhöhen. Die hohe Viskosität des Monomers trägt die Verantwortung dafür, dass die Wasserstoffbrückenbindungen zwischen den Molekülen entstehen und die Reaktivität des Monomers somit gering ausfällt [11]. Besonders durch das Bis-GMA, aber auch durch das TEGDMA wurde eine geringere Polymerisationsschrumpfung erreicht. Diese beschränkte sich beim Bis-GMA auf 5 Vol% und beim TEGDMA auf 13 Vol%. Das Monomer Bis-GMA hatte im Vergleich zum MMA die positive Eigenschaft fast geruchslos zu sein und bei Raumtemperatur nicht direkt zu verdunsten [15].

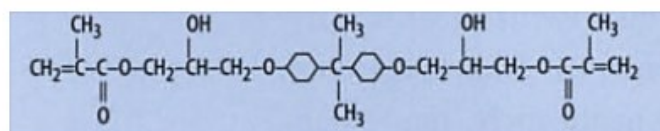


Abbildung 1: Bis-GMA [93]

Basierend auf diesem Erfolg wurden weitere Verbesserungen und Innovationen an dem Füllungsmaterial vorgenommen, sodass die Silikate nach und nach in Vergessenheit gerieten. So wurden beispielsweise Bis-EMA basierte Kunststoffe entwickelt, die keine OH-Gruppen enthielten. Diese Tatsache machte das Monomer weniger viskös und es verlor den hydrophilen Charakter [11].

Im Jahr 1974 entwickelten die Forscher Foster und Walker eine weitere Innovation. Sie synthetisierten das UDMA, welches anders als das Bis-GMA keinen Phenolring besitzt und dadurch höhere Zähigkeit und Flexibilität aufweist. Da UDMA eine niedrigere Viskosität besitzt, ist es möglich auf Verdünner wie TEGDMA zu verzichten und Bis-GMA durch UDMA komplett zu ersetzen oder diese zusammen zu verwenden. Die Komposite, die sich heutzutage auf dem Markt finden lassen, bestehen aus Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA oder TEGDMA [11, 46].

2.1.2 Bestandteile

Nach den 1970er Jahren entwickelte sich der moderne Füllungswerkstoff bis heute fortan weiter. Kontinuierliche Fortschritte in Beschaffenheit und Effizienz des Werkstoffes zeigen bis heute dessen Relevanz. Ein Komposit lässt sich in drei Hauptbestandteile aufteilen. Den größten Bestandteil stellt die Kunststoffmatrix dar, gefolgt von den Füllkörpern und den Haftvermittlern. Auf diese Bestandteile wird in den kommenden Kapiteln näher eingegangen [36, 53].

2.1.2.1 Kunststoffmatrix

Die Kunststoffmatrix bildet die organische Phase des Komposits. Betrachtet man das nicht ausgehärtete Komposit, so entdeckt man Monomere, Initiatoren, Akzeleratoren, Inhibitoren, Pigmente und andere Additiva [11, 53, 104].

Das moderne Komposit, wie bereits im Kapitel 2.1.1 erwähnt, besteht aus dem Monomer Bis-GMA, also einem aromatischen Monomer mit Methacrylendgruppen und weiteren Komonomeren, wie UDMA, TEGDMA oder EGDMA. Es sind multifunktionelle Methacrylate, die mit einer vereinfachten Grundformel beschreibbar sind: $C=C-R-C=C$ [11]. Das Zwischenglied „R“ beschreibt die möglichen aliphatischen Ketten oder aromatische Ringe. Durch die unterschiedliche Struktur des Zwischenglieds können die mechanischen Eigenschaften beeinflusst werden. Weiterhin sollte man bedenken, je länger eine Monomerkette ist, desto geringer ist ihre Polymerisationsschrumpfung und desto höher die Viskosität. Die funktionellen Endgruppen enthalten eine Doppelbindung und können deshalb, wie beschrieben, abgekürzt werden [11, 53].

Die Initiatoren kann man als Matrixbestandteile ansehen, die mithilfe von Aktivatoren in energiereiche Radikale zerfallen und mit den Monomer-Doppelbindungen zu Polymerketten reagieren. Diese chemische Reaktion beeinflusst die Effizienz der Polymerisation, also auch die mechanischen und physikalischen Eigenschaften der Matrix [11, 36]. Man unterscheidet chemische Initiatoren von Photoinitiatoren. Chemische Initiatoren finden bei Autopolymerisation Verwendung. Die freien Radikale werden aus Benzoylperoxid und aromatischen tertiären Aminen, die einen Akzelerator darstellen, gewonnen [35, 36]. Bei der UV-Lichthärtung werden freie Radikale durch Spaltung des Photoinitiators Benzoinmethylethers frei (Abbildung 2). Da es bei Nutzung von UV-Licht zu Netzhautschädigungen kommen kann, findet die Verwendung von UV-lichthärtenden Kompositen kaum noch statt [53, 99]. In den heute verwendeten lichthärtenden Kompositen findet sich beispielsweise der Photoinitiator Campherchinon wieder. Es handelt sich hierbei um einen Diketon, der durch die Anregung des Lichts der Wellenlänge 360-550nm eine Verbindung mit einem aliphatischen Amin eingeht [11]. Der angeregte Komplex zerfällt dann schließlich in Radikale und ist der Beginn der Polymerisation (Abbildung 2) [46, 104]. Die radikalische Polymerisationsreaktion wird in Kapitel 2.2.2 ausführlicher beschrieben.

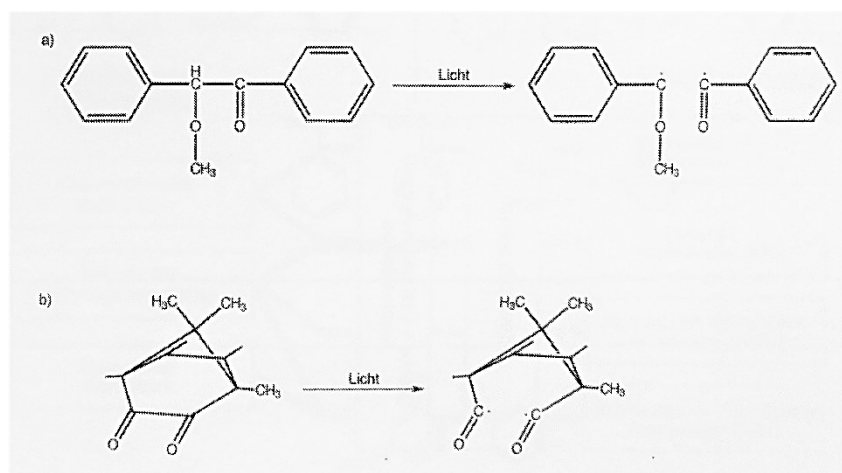


Abbildung 2: a) Benzoinmethylether b) Campherchinon ; Durch Lichteinwirkung entstehende Radikale [46]

Um eine vorzeitige Reaktion zu verhindern, werden die Initiatoren durch Stabilisatoren, oft sterische Phenole, gehemmt. Diese fangen die Radikale, die vor der eigentlichen Reaktion entstanden sind, auf und ermöglichen damit die Lagerung der Monomerpaste. Weitere Stabilisatoren, wie Benzophenon, hemmen durch UV-Licht auslösende Reaktionen, die erst nach Legung der Füllung entstehen. So wird eine gleichbleibende und langbestehende Farbe garantiert [11, 36, 53].

Für die Färbung des Komposits sind organische und anorganische Pigmente mit einer Korngröße zwischen 0,01 und 1 µm, verantwortlich. Es werden häufig Eisenoxide, Aluminiumoxide oder Titanoxide verwendet. Zu den anderen Additiven zählen beispielsweise Weichmacher oder Lichtschutzmittel [11, 59].

2.1.2.2 Füllkörper

Die Füllkörper zählen zu der anorganischen bzw. dispersen Phase des Komposits. Sie erlauben es dem Komposit seine physikalischen und mechanischen Eigenschaften zu optimieren. Das Füllungsmaterial wird dimensionsstabiler, fester, abrasionsbeständiger und polierbarer, hat eine geringere Polymerisationsschrumpfung sowie niedrigere Tendenz zur Wasseraufnahme und besitzt eine Röntgenopazität [35, 36, 111]. Die Form, Größe und Verteilung der Füller in der organischen Matrix beeinflusst die Eigenschaften des Komposits gravierend. Wird der Füllkörpergehalt gesteigert, so steigen auch die Festigkeit und das Elastizitätsmodul. Erhöht man die Füllkörpergröße, so verbessert sich zwar die Festigkeit, das Elastizitätsmodul und die Zähigkeit, das Material ist dann jedoch schlecht polierbar und weniger ästhetisch [11, 36]. Für die Verarbeitung der Füllkörper eignen sich Materialien, die chemisch beständig, nicht toxisch und farblos sind, wie Gläser, Glaskeramiken oder Silikate. Ein weiterer wichtiger Punkt für die Herstellung eines gut polymerisierbaren und lichtdurchlässigen Komposits ist die Angleichung der Brechungsindizes der Füller und der Kunststoffmatrix.

Als erster anorganischer Füllkörper setzte sich das Siliziumdioxid durch. Das Material zeigte alle Voraussetzungen, die ein Füller haben soll. Es stellt auch heute die Grundkomponente fast aller anderen Glasfüller dar, kann in seiner amorphen oder kristallinen Form verwendet werden und ist der am häufigsten eingesetzte Füllkörper in den Kompositen. Durch Modifikationen, wie zum Beispiel das Integrieren der alkalischen Oxide in das Siliziumoxid, entstanden alkalische Gläser, deren größter Vorteil die Röntgenopazität ist [11]. Mittlerweile findet man auf dem Dentalmarkt viele weitere Neuerungen der Füllkörper: Metalloxide, Ytterbium- und Yttriumfluorid steigern die Röntgenopazität, die Formveränderungen der Füller und die Beimischung von Prepolymerisaten reduzieren die Polymerisationsschrumpfung und durch Anwendung fluoridhaltiger Füllkörper soll eine Reduktion einer Sekundärkaries bewirkt werden [11, 45].

Da die Form, Art und Größe der Füllkörper variabel und veränderbar ist, bezieht man die Klassifizierung der Komposite auf die verwendeten Füller und unterteilt sie in Makrofüller-, Mikrofüller- und Hybridkomposite [53].

2.1.2.3 Haftvermittler

Um zwischen der organischen Matrix und den anorganischen Füllkörpern eine gute Verbindung zu schaffen und somit die mechanischen Eigenschaften des Komposits zu verbessern, müssen die Füllkörper silanisiert werden. Für diese Silanisierung (Abbildung 3) verwenden die Hersteller ein Kopplungsagens, das auf der einen Seite hydrophob und auf der anderen Seite hydrophil ist. Heutzutage verwendet man den Werkstoff 3-Methacryloyloxypropyltrimetoxilan für die Beschichtung des Füllers [51, 53].

Bevor das Silan an den Füllkörper gebunden wird, findet zuerst eine Hydrolysierung des Siliziums mit Methoxygruppen statt. Es entsteht ein Silanol, welches im nächsten Schritt den Füllkörper umhüllt und mit seiner Oberfläche eine Kondensationsreaktion bildet. Der Füllkörper besitzt dank dieser Reaktion eine hydrophobe Silanbeschichtung und kann in weiteren Reaktionen kovalente Bindungen mit der organischen Matrix eingehen [11, 24, 104].

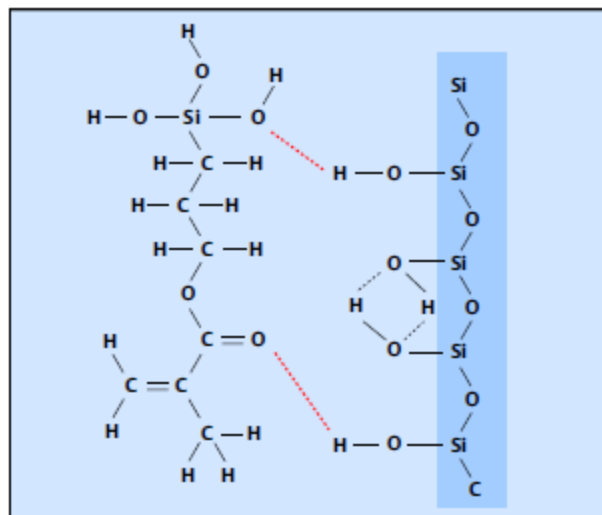


Abbildung 3: Silanisierung; ein Füllkörper, der durch Wasserstoffbrückenbindungen an das Silan verbunden ist und in einem weiteren Schritt kovalente Bindungen mit der Matrix eingehen kann [100]

Ohne diesen Prozess könnten die hydrophilen Füllkörper mit den hydrophoben Bis-GMA-Molekülen nicht agieren und wären schlecht benetzbar für das Monomer [15]. Die silanisierten Füllkörper in modernen Kompositen weisen gute mechanische Eigenschaften auf, auch wenn der Verbund zwischen Füllkörper und Silan weiterhin eine Schwachstelle bleibt und nach einiger Zeit im feuchten oder sauren Milieu nachgeben kann [36, 53, 104].

2.2 Kompositklassifikationen

Mittlerweile gibt es nicht nur eine Art von Komposit. Wie schon im Kapitel 2.1.2.2 erwähnt lassen sich Komposite klassifizieren. Allgemein kann man den Füllungswerkstoff nach seiner klinischen Anwendung in direkte und indirekte Komposite unterteilen. Direkte Komposite werden direkt am Patienten, also in situ angewendet und ausgehärtet. Indirekte werden industriell oder im Labor verarbeitet [11]. Die populärste und gleichzeitig wichtigste Klassifikation bezieht sich auf die Füllkörper bzw. die Füllkörpergröße nach Lutz et al. von 1983 [71]. Die Komposite werden in Makrofüllerkomposite, Mikrofüllerkomposite und Hybridkomposite unterteilt. Zu ihnen werden noch weitere Untergruppen gezählt [51, 53]. Des Weiteren gibt es auch die Klassifikation nach der rheologischen Eigenschaft des Füllungsmaterials. Es handelt sich um die Eigenschaft der Fließfähigkeit abhängig von äußeren Einflüssen. Hier unterscheidet man hochvisköse, modellierbare Komposite von niedrigviskösen, fließfähigen Kompositen [11].

Je nachdem welche Eigenschaft des Komposits in Betracht gezogen wird, kann daraus eine Klassifikation entstehen. Deswegen gibt es auch viele andere, die in Zusammenhang mit dieser Arbeit jedoch keine Erwähnung finden [11, 58]. Oft sind die Klassifikationen auch zusammenhängend. So kann die Klassifikation nach der rheologischen Eigenschaft als eine Unterklasse der direkten Komposite angesehen werden. Im weiteren Verlauf wird auf die direkten Komposite in Verbindung mit der Klassifikation nach Lutz et al. (1983) eingegangen.

2.2.1 Direkte Komposite

2.2.1.1 Konventionelle Komposite

Die konventionellen Komposite werden unter anderem als Makrofüllerkomposite bezeichnet und wurden in den 1970er Jahren entwickelt. Sie gehören zu den ersten dentalen Kompositen basierend auf einer Methacrylat-Matrix und anorganischen Füllkörpern aus Quarz, Glas oder Keramik, die eine enorme Größe aufwiesen [11, 51, 53]. Die 0,1-100µm, im Durchschnitt 15µm großen Füllkörper beanspruchten einen Massenanteil von 75Gew.-% eines konventionellen Komposits [45, 53]. Obwohl die gelegte Füllung anfänglich durch die organische Matrix, die jedoch weicher ist als die anorganische Komponente, glatt erschien, wurde sie nach und nach durch Kauprozesse und Zahnpflegemittel abgetragen [45, 46, 53]. Dadurch kamen die großen, harten Füllkörper zum Vorschein und verliehen der Füllung einen rauen Charakter. Die Freilegung der Füller führte in Kombination mit der mechanischen Beanspruchung der Füllung

zu einem Herausreißen der Füllkörper, was wiederum eine verstärkte Rauigkeit und ein mattes Aussehen der Füllung zur Folge hatte [11, 35]. Die makrogefüllten Komposite ließen eine optimale Politur nicht zu und zeigten einen hohen Verschleiß, weswegen sie sich in der Praxis nicht durchsetzen konnten und heutzutage keine Verwendung finden [11, 35, 46, 53].

2.2.1.2 Mikrofüllerkomposite

Die Mikrofüllerkomposite enthalten Füllkörper der Größe 40-50nm, bestehen aus sehr fein verteiltem SiO_2 und ermöglichen somit eine hervorragende Politur. Allerdings ist der Füllkörpergehalt durch die große Oberfläche der Füllkörper ($50\text{-}400\text{m}^2/\text{g}$) und ihrer Tendenz zur Agglomeration auf 35-50Gew.-% begrenzt [11, 53]. Bei diesem homogenen Mikrofüllerkomposit besteht das Problem einer hohen Polymerisationsschrumpfung und einer Verschlechterung der mechanischen Eigenschaften [46].

Um die Eigenschaften zu verbessern, entwickelten die Hersteller mikrogefüllte Komposite mit einem höheren Füllergehalt, also heterogene Mikrofüllerkomposite [53]. Das kolloidale SiO_2 wurde im ersten Schritt dem Monomer hinzugefügt und polymerisiert. Als nächstes zermahlte man den Komplex zu einigen μm -großen Füllkörpern und stellte somit Prepolymerisate her, die man anschließend silanisierte. Die silanisierten Prepolymerisate wurden dann zusammen mit neuen Füllkörpern aus SiO_2 der eigentlichen organischen Matrix beigemischt [11, 46]. Der Füllkörpergehalt konnte so bis auf 80Gew.-% angehoben werden [51]. Zwar sind diese Komposite sehr gut polierbar, jedoch bringen sie auch viele Nachteile mit sich. Auch wenn die Polymerisationsschrumpfung dank der Prepolymerisate volumetrisch gering ausfällt, sind die Biegefestigkeit, die Vickershärte sowie das E-Modul geringer als bei konventionellen Kompositen [33, 45, 53]. Als großes Problem sollte weiterhin die Verbundfläche zwischen den Prepolymerisaten und der Matrix angesehen werden. Durch Kaubelastung oder bereits beim Polymerisieren der Füllung können Risse entstehen und die mechanischen Eigenschaften weiter herabsetzen [53]. Klinisch zeigt sich dieses Problem in Form von Absplittern größerer Fragmente der Füllung, besser bekannt als Chipping [7, 11]. Aus diesen Gründen sollte diese Kompositklasse nicht im Seitenzahnbereich angewendet werden.

2.2.1.3 Hybrid-Komposite

Makro-und Mikrofüllerkomposite zeigten, jeder für sich, viele positive Eigenschaften, die man letztendlich vereinte und ein Hybridkomposit entwickelte. Das Hybridkomposit besteht zu 85-90Gew.-% aus Makrofüllkörpern und zu 10-15Gew.-% aus Mikrofüllkörpern. Zusammen bilden sie einen Füllkörpergehalt von ca. 85Gew.-% [46, 53].

Im Vergleich zu einem Mikrofüllerkomposit kann man dem Hybridkomposit, und zwar seinen Makrofüllkörpern, Schwermetalle hinzugeben und sie somit röntgenopaker gestalten [11, 51, 53]. Die Modifizierung des Hybridkomposits im Verlauf der Zeit brachte Makrofüllkörper mit unterschiedlichen Korngrößen auf den Markt. Es entstanden Grobpartikelhybridkomposite mit 1-10µm Füllkörpern, Feinpartikelhybridkomposite mit 0,6-1µm Füllkörpern und Nanohybridkomposite mit 5-100nm Füllkörpern (Kapitel 2.2.1.5) [11]. Die Feinpartikelhybridkomposite zeigen im Vergleich zu den Mikrofüllerkompositen im Endergebnis eine ähnlich gute Politur, sind jedoch auch im Seitenzahnbereich anwendbar und somit im Großen und Ganzen ihren Vorgängern, den konventionellen Kompositen und den Mikrofüllerkompositen, überlegen [51].

2.2.1.4 Stopfbare & Fließbare Komposite

Von dem Füllungsmaterial Amalgam kennen wir die Möglichkeit die Füllung zu modellieren und dem Zahn seine ursprüngliche Form zu verleihen. Dieser Vorteil sollte auch in die Verwendung der Komposite integriert werden [33, 53]. Durch Verbesserung der Füllkörper in der Matrix der Komposite wurden hochvisköse, stopfbare Komposite entwickelt. Der anorganische Anteil besteht vorwiegend aus feinen Füllern sowie Fasern und porösen Füllkörpern. Die porösen Körper ermöglichen eine bessere Verbindung, sowohl chemisch als auch mechanisch, zu der Matrix. Zusätzlich erlaubt die Oberflächenstruktur ein Verhaken der Partikel untereinander und gibt dem Komposit die Eigenschaft der Stopfbarkeit [6, 11]. Für kleine Kavitäten sollten fließbare Komposite verwendet werden [53].

Fließbare Komposite entstehen durch Herabsetzen des Füllkörperanteils oder Zugabe von Verdünnern wie TEGDMA [33, 53]. Die Viskosität wird reduziert und das Komposit wird fließfähiger. Durch die geringere Menge an Füllkörpern werden die mechanischen Eigenschaften verschlechtert, die Polymerisationsschrumpfung wird erhöht, das E-Modul und die Vickershärte werden verringert. Der Verschleiß des fließbaren Komposits ist hoch [104]. Deswegen eignet

sich diese Art von Komposit für Restaurationen in Approximalräumen, als Fissurenversiegler oder als Liner in Verbindung mit einem stopfbaren oder normalviskösen Komposit zur Verbesserung des Randschlusses einer Restauration [11, 53].

2.2.1.5 Nanofüllerkomposite

Die Nanofüllerkomposite sind mit Mikrofüllerkompositen gut vergleichbar. Der Unterschied zwischen den beiden Kompositarten liegt in der Füllkörpermenge, die eher den Hybridkompositen entspricht [53]. Der Grund für den höheren Füllkörpergehalt liegt in der Herstellungsweise.

Die Firma 3M™ ESPE entwickelte ein Sol-Gel-Verfahren, welches das Problem des Agglomerierens der feinen Partikel verhinderte. Die Füllkörper konnten somit frei in die Matrix eingebaut und der Füllkörpergehalt gesteigert werden. So entstand ein nicht agglomerierbarer Mikrofüller, der die Bezeichnung Nanofüller bekam [9, 36]. Ihre Füllkörpergröße beträgt $\leq 100\text{nm}$. Durch ein weiteres Verfahren der Firma 3M™ ESPE, das Calcinieren, konnte der Füllstoffgehalt und die Polierbarkeit des Komposits weiter optimiert werden. In diesem Brennverfahren entstehen Nanocluster. Es sind 2-20nm große Partikel, bestehend aus Nanopartikeln und Zirkonoxidpartikeln, die dem Komposit eine größere mechanische Stabilität verleihen. Kommt es zur Abrasion des Komposits, zerfallen die Nanocluster in Nanofüller und verleihen der Füllung weiterhin eine glatte Oberfläche. Zusätzlich zu den sich in der Matrix befindenden Clustern werden weitere Nanofüller hinzugegeben, sodass der Füllstoffgehalt auf 71-75Gew.-% ansteigt und mit dem des Hybridkomposits vergleichbar ist [9, 56, 91]. In der heutigen Zeit finden die Nanofüllerkomposite und Nanohybridfüllerkomposite die meiste Verwendung. Die Nanohybridfüllerkomposite sind eine Mischung aus konventionellen Hybridfüllerkompositen und Nanofüllerkompositen. Die Beimengung der Nanopartikel übt Einfluss auf die Polymerisationsschrumpfung und die Konsistenz des Füllungsmaterials aus [91].

2.2.1.6 Kompomere

Ein Kompomer kann auch als polyalkensäuremodifiziertes Komposit bezeichnet werden. Es handelt sich um einen Hybrid aus Komposit und Glasionomerzement (GIZ). Aus den beiden Materialien bildet sich der Name „Kompomer“. Im Jahr 1993 kam dieses Füllungsmaterial auf

den Markt mit der Idee die Eigenschaften der Komposite und der GIZ zu vereinen [11, 51]. Man wollte ein Material kreieren, welches gute mechanische Eigenschaften und eine Fluoridabgabe vorweist.

Beim Betrachten eines Kompomers zeigt sich auf der einen Seite ein gewohntes Bild mit den Bestandteilen eines Komposits, auf der anderen Seite sind säuremodifizierte, mit Carboxylgruppen versetzte Monomere, Fluorosilikatgläser, die teilweise silanisiert sind und weitere Füllkörper, wie Strontiumfluoride, die das Füllmaterial röntgenopak machen, zu finden [11, 15]. Anders als bei einem GIZ ist hier kein Wasser enthalten [53]. Im Kompomer verwendet man statt der Polyalkensäure organische Alkylsäurederivate, die zusätzlich zu den Carboxylgruppen auch Methylgruppen enthalten und so besser mit der Kunststoffmatrix vermengt werden [11]. Die chemische Ähnlichkeit zu den Kompositen ist ausgeprägter als zu den Glasionomerzementen. Obwohl die Aushärtung aus einem dualen Mechanismus besteht, kann die Säure-Base-Reaktion, wie bei dem üblichen GIZ, ohne das vorhandene Wasser in der ungebundenen Form nicht ablaufen [11, 53]. Deswegen steht die Polymerisationsreaktion im Vordergrund. Erst nachdem sich die gelegte Füllung im Mundmilieu befindet und Kontakt zum Speichel besteht, kann der Ionenaustausch zwischen den Glasfüllkörpern und den organischen Alkylsäurederivaten stattfinden [11, 15]. Diese Reaktion trägt zu einer weiteren Aushärtung der Füllung bei, aber nur wenn die Füllkörper unvollständig silanisiert sind. Keine bzw. nur eine partielle Silanisierung der Füllkörper würde eine Säure-Base-Reaktion begünstigen und eine höhere Fluoridabgabe erzeugen, aber die mechanischen Eigenschaften des Materials schwächen. Wegen der Silanisierungsmöglichkeiten kommt es zu großen Unterschieden bezüglich der Biege-, Zug- und Druckfestigkeit innerhalb der Kompomere [11, 53]. Nichtsdestotrotz sind Kompomere ein wichtiger Bestandteil der Füllungsmaterialien. Obwohl sie vergleichbar mit den Hybridkompositen schlechtere mechanische Eigenschaften aufweisen, finden sie heutzutage weiterhin Verwendung. In bleibendem Gebiss wird es besonders bei Klasse-V- Restaurationen, wegen des optimalen E-Moduls, und im Milchgebiss, hier besonders wegen der Fluoridabgabe vorteilhaft, genutzt [11, 45, 53, 104]. Kompomere werden mit selbststützenden Adhäsivsystemen angewendet [53].

2.2.1.7 Ormocere

Dank einer Veränderung der Kunststoffmatrix führte im Jahr 1998 der Hersteller Degussa die Ormocere auf dem Markt ein [93]. Das Kunstwort basiert auf der englischen Bezeichnung

„organically modified ceramics“ und deutet auf den Gedanken hin, Komposite als plastische Keramiken anzusehen [35]. Zu der organischen Matrix eines Komposits wurde eine anorganische Komponente hinzugegeben. Bei dem anorganischen Anteil handelt es sich um ein bereits vorpolymerisiertes Netzwerk aus Siloxanen, die sich nach dem Polymerisationsstart mit organischen Methacrylatgruppen vernetzen [45, 53]. Durch die Möglichkeit die Matrixmoleküle so lang zu gestalten wie gewünscht und durch die kovalente Vernetzung der Komponenten, können die Polymerisationsschrumpfung sowie auch der Restmonomergehalt reduziert werden. Allgemein werden den Ormoceren viele gute und komposit-übertreffende Eigenschaften zugeschrieben. Sie besitzen eine gute Abrasionsbeständigkeit, eine gute Biokompatibilität, einen kleinen thermischen Ausdehnungskoeffizienten und eine geringe Polymerisationsschrumpfung [11, 45].

Laut N. Illie und B. Stawarczyk ist es erst seit dem Jahr 2015 möglich Komposite mit einer reinen Ormocer-Matrix herzustellen [11]. Zuvor wurden den Ormoceren traditionelle Monomere, wie Bis-GMA und UDMA, hinzugegeben, um die optimale Verarbeitbarkeit beizubehalten. Leider verschlechterten sie dadurch die hervorragenden Eigenschaften der Ormocere. Obwohl das Füllungsmaterial viel Potenzial und Talent mitbrachte, konnte es viele Jahre nicht ausgeschöpft werden [11, 35, 93]. Deshalb sollte der Verlauf der dimethacrylatfreien Weiterentwicklung zukünftig weiterhin mithilfe von randomisierten Studien beobachtet werden [81].

2.2.1.8 Silorane

Durch neuere Optimierungen der Matrix gelang es den Herstellern eine weitere Form des Monomers zu entwickeln. Es handelt sich um Silorane, eine Kombination aus Siloxanen, die bereits in Ormoceren Verwendung fanden, und Oxiranen, also Epoxiden, die reaktive, zyklische organische Verbindungen darstellen [53]. Das aus Siloranen (Abbildung 4) bestehende Grundgerüst wird über eine kationische Polymerisationsreaktion mit Oxirangruppen vernetzt (Abbildung 5) [35, 53]. Für diese Reaktion wird somit anders als bei den herkömmlichen Monomeren ein Kation gebraucht. Dieses Kation entsteht am Ende einer Reaktion zwischen einer lichtabsorbierenden Komponente und einem Elektronendonator. Dabei wird ein im Fotoinitiatorsystem enthaltenes Salz, beispielsweise das Iodoniumsalz, durch ein abgespaltenes Proton des Elektronendonators in das Kation und ein Anion gespalten [53]. Es startet die Polymerisationsreaktion, indem es sich an einen Oxiranring anlagert, ihn öffnet und aus ihm ein

Carbonkation macht, welches weiter polymerisiert [53, 72]. Zusätzlich zu dem neuen Komposit wurde ein kompatibles Adhäsivsystem entwickelt [93].

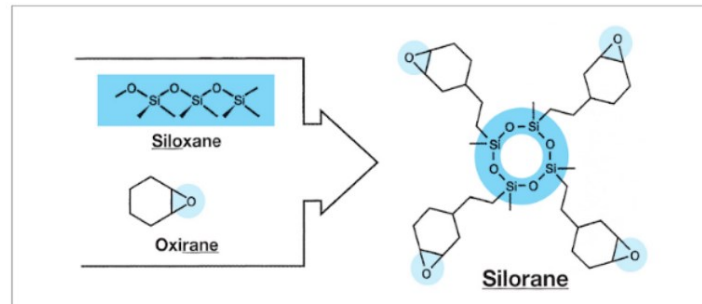


Abbildung 4: Das Siloran-Grundgerüst [49]

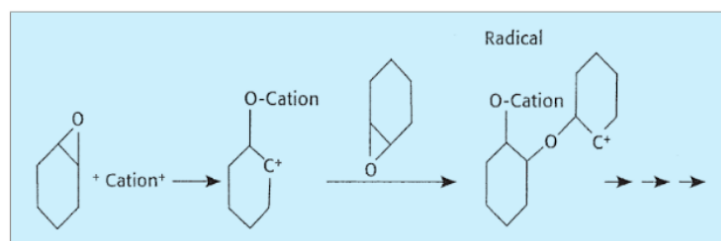


Abbildung 5: Kationische Polymerisation nach Weinmann et al. (2005) [49]

Die Hersteller versprachen sich mithilfe von Siloranen die Polymerisationsschrumpfung und -spannung zu minimieren sowie die marginale Adaptation zu verbessern. Ein weiterer Pluspunkt ist die Unempfindlichkeit gegenüber Sauerstoff und das Fehlen der damit verbundenen Sauerstoffinhibitionsschicht [11, 53, 64, 67].

In In-Vitro-Studien erreichte die Polymerisationsschrumpfung lediglich 1% und auch alle anderen Eigenschaften wurden durch Studien positiv unterstützt [35]. Oft erreichten Silorane bessere Ergebnisse als Methacrylate. Eine Studie um E. Karaman aus dem Jahr 2017 zeigte jedoch, dass es klinisch nach einer 2 Jahre langen Untersuchung keine relevanten Unterschiede zwischen methacrylatbasierten und siloranbasierten Kompositen gibt. Beide Komposite zeigten gleichgute Ergebnisse in Bezug auf marginale Verfärbungen, die marginale Adaptation oder die Oberflächenstruktur [67]. Auch G. Maghaireh et al. verglichen Untersuchungen der Jahre 2003-2015 und kamen zu dem Ergebnis, dass die geringere Polymerisationsschrumpfung der Silorane keinen klinischen Vorteil gegenüber den Methacrylaten aufzeigten [72].

2.2.1.9 Bulk-Fill-Komposite

Die ersten modellierbaren Bulk-Fill-Komposite entstanden im Jahr 2003, entwickelt von der Firma Dentsply Sirona. Diese neue Kompositart hat das Ziel tiefe Kavitäten von $\geq 4\text{mm}$ direkt füllen und aushärten zu können, ohne eine bestimmte Applikationstechnik anwenden zu müssen [91]. Erst im Jahr 2009 gewannen die Bulk-Fill-Komposite an Bekanntheit durch die Produktion der fließfähigen Komposite dieser Art [75]. Die niedrigviskösen, fließfähigen Bulk-Fill-Komposite besitzen einen niedrigen Anteil an anorganischen Füllkörpern, weswegen sie schlechtere mechanische Eigenschaften vorweisen als die hochviskösen, modellierbaren [11, 32, 63]. Da sie auch im Seitenzahnbereich Anwendung finden, muss auf die Schicht eines niedrigviskösen Komposits eine Deckschicht mit einem konventionellen Komposit oder einem hochviskösen Bulk-Fill-Komposit erfolgen. Hochvisköse Bulk-Fill-Komposite brauchen keine Deckschicht und können die komplette Kavität in einem Schritt ausfüllen [11, 75].

Der Vergleich zwischen Bulk-Fill-Kompositen und auf dem Markt gängigen Hybridkompositen zeigt kaum Unterschiede in der chemischen Zusammensetzung. Die organische Matrix der Bulk-Fill-Komposite besteht aus denselben Komponenten, sprich Bis-GMA, EBPDMA, UDMA und TEGDMA. Die disperse Phase besteht ebenso aus konventionellen anorganischen Füllern [11, 32, 62]. Da man meistens viele Zusammensetzungen und Methoden ausprobieren muss, um auf ein bestmögliches Ergebnis zu kommen, wurden auch bei den Bulk-Fill-Kompositen Modifikationen an der Matrix, den Füllkörpern oder dem Initiatorsystem vorgenommen. Alternativ können eine Ormocer-Matrix, bioaktive Füllkörper oder Germaniuminitiatoren verwendet werden [62]. Die neuen Fotoinitiatoren haben ihr Absorptionsmaximum zwischen 411-418nm, erzeugen bei Lichteinwirkung 2 Radikale und brauchen keinen weiteren Coinitiator. Des Weiteren ist die Reaktivität des Initiators höher und die Farbstabilität des Materials durch die Verwendung des Germaniums als sehr gut eingestuft [11, 82]. Außerdem verbessert er unter anderem die Polymerisationstiefe [21].

Weil die chemische Zusammensetzung der Bulk-Fill-Komposite und der Hybridkomposite allgemein gleichzusetzen ist, muss die Verbesserung der Polymerisationstiefe mit der Transluzenz des Materials zusammenhängen. Es muss den Herstellern also gelungen sein den Brechungsindex zwischen den Füllkörpern und der Matrix so anzugleichen, dass sowohl die Polymerisationstiefe als auch die Transluzenz erhöht wurden. Dies kann durch eine Verminderung des Füllkörpergehalts und durch eine Vergrößerung der Füllkörper erreicht werden, wie es in dem niedrigviskösen Bulk-Fill-Komposit der Fall ist [7, 10, 21]. Die großen Füllkörper sind auch in hochviskösen Bulk-Fill-Kompositen vorhanden. Bei der Verwendung

kleiner Füllkörper muss beachtet werden, dass Partikel mit einer Größe unterhalb der Wellenlänge des sichtbaren Lichts verwendet werden, um jegliche Streuung und Absorption zu vermeiden und somit eine Erhöhung der Transluzenz zu erreichen. Zusätzlich wird der Anteil an Farbpigmenten in allen Bulk-Fill-Kompositen reduziert und trägt zur Verschlechterung der Ästhetik bei.

Die Bulk-Fill-Komposite weisen gute mechanische Eigenschaften auf (Abbildung 6). Betrachtet man ihre Biegefestigkeit, die besonders für kaulasttragende Restaurationen wichtig ist, so übersteigen die Werte von 120,8-142,8 MPa sogar die Anforderungen der ISO-Norm 4049 aus dem Jahr 2009 (Mindestwert: 80MPa) [62, 75, 95]. Die Polymerisationsschrumpfung liegt im akzeptablen Bereich von 1,9-2,3% des Volumens für hochvisköse und von 3,0-3,5% des Volumens für niedrigvisköse Bulk-Fill-Komposite [75]. Auch der Polymerisationsschrumpfstress fällt bei diesem Füllungsmaterial im Vergleich zu anderen Materialien kleiner aus. Ein möglicher Grund dafür kann in fließfähigen Bulk-Fill-Kompositen ein „Polymerisationsmodulator“ sein, der eine „Soft-Start“-Polymerisation ermöglicht, dadurch einen langsamen Anstieg des E-Moduls schafft und so den Polymerisationsschrumpfstress verringert [2, 91, 95, 117]. Zusammenhängend hat es keinen negativen Einfluss auf die Verbiegung der Höcker im Seitenzahnbereich während der Polymerisation. Die Füllungen behalten weiterhin ihre Form, was für die Formstabilität des Materials spricht. Des Weiteren besitzen die modellierbaren Bulk-Fill-Komposite die höchsten Werte der Vickers-Härte unter den direkten Füllungsmaterialien [58, 75].

Jede Füllung ist materialabhängig und für ein gutes Ergebnis ist es wichtig, dass die Behandelnden die genauen Schritte und Instruktionen des Herstellers befolgen. Dabei soll vor allen Dingen auf die ausreichende Belichtung geachtet werden. Bei Fehlern in diesem Zusammenhang, wird es bei Bulk-Fill-Komposit-Füllungen eher zu negativen Auswirkungen

Kompositart	σ (MPa)	E_{Biege} (GPa)	HV (N/mm ²)	Füllkörper Vol.-%	Füllkörper Gew.-%
Mikrohybrid	131,2 ^{BC} (29,8)	7,3 ^C (2,6)	87,0 ^C (28,8)	62,8 ^B (12,5)	78,5 ^b (4,0)
Nanohybrid	121,9 ^{AB} (32,6)	5,9 ^b (2,1)	90,9 ^C (35,6)	63,8 ^{AB} (8,7)	78,2 ^b (7,9)
Niedrigvisköses Bulk-Fill-Material	128,4 ^{ABC} (12,7)	4,7 ^a (1,1)	53,0 ^a (19,2)	46,0 ^D (8,0)	68,1 ^d (3,8)
Hochvisköses Bulk-Fill-Material	135,0 ^C (17,3)	7,4 ^C (2,4)	105,0 ^d (31,5)	65,5 ^A (4,5)	83,4 ^a (2,9)
Flowable	119,3 ^A (25,8)	4,2 ^a (1,3)	65,8 ^b (28,9)	51,1 ^C (10,6)	69,9 ^c (8,2)
Dentin	58,3 (16,0)				
Schmelz	407,1 (100,0)				

σ 3-Punkt-Biegefestigkeit, E_{Biege} Biegemodul, HV Vickers-Härte. Der Füllkörperanteil wird in Volumen- (Vol.-%) und Gewichtsprozent (Gew.-%) angegeben. **Superskripte** kennzeichnen signifikante Untergruppen; Tukey-HSD-Test ($\alpha=0,05$). Ein direkter Vergleich zum humanen Schmelz und Dentin wird für die HV angegeben.

Abbildung 6: Vergleich der mechanischen Eigenschaften verschiedener Kompositklassen [71]

kommen als bei konventionellgelegten Füllungen [3, 11, 62]. Die bislang veröffentlichten Studien zeigen vielversprechende Ergebnisse, die durch Beobachtungen in den weiteren Jahren und mit zusätzlichen klinischen Untersuchungen belegt werden müssen [7, 75, 95]. In der Veröffentlichung Heck et al. 2018 aus der Arbeitsgruppe um J. Manhart konnten an den 4 Jahre alten Füllungen mit dem hochviskösen Bulk-Fill-Komposit „QuiXfil“, der Firma Dentsply Sirona, keine signifikanten Unterschiede im klinischen Vergleich mit den klassischen Hybridkompositen aufgezeigt werden. Nach weiteren 10 Jahren lagen die jährlichen Ausfallsquoten für den Bulk-Fill-Komposit bei 1,8% und für den Hybridkomposit bei 1,5% [50, 74, 75].

Der Hauptanwendungsbereich für das Material ist das bleibende Gebiss, besonders im Seitenzahnbereich. Für das Milchgebiss eignet sich hierbei das niedrigvisköse Bulk-Fill-Komposit, der ohne eine Deckschicht verwendet werden soll. Des Weiteren sollen die Bulk-Fill-Komposite bei Patienten mit wenig Compliance Verwendung finden [11, 75, 109].

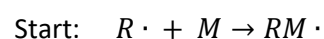
2.2.2 Radikalische Polymerisation, Polymerisationsschrumpfung & Polymerisationsspannung

Die am häufigsten in den dentalen Kompositen ablaufende Polymerisationsform ist die radikalische Polymerisation. Während der Polymerisation reagieren die Monomermoleküle in der organischen Matrix zu einem Polymer. Dabei kommt es zu einem Kettenwachstum der Monomermoleküle verursacht durch eine Anlagerung eines Radikals [11, 15]. Neben der radikalischen Polymerisation findet man in der Zahnmedizin auch die kationische Polymerisationsreaktion bei der Verwendung der Silorane (Kapitel 2.2.1.8).

Die radikalische Polymerisationsreaktion lässt sich in 3 Schritte unterteilen:

1. Startreaktion

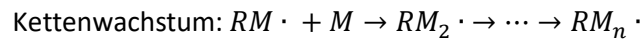
Um eine Polymerisation starten zu können, braucht ein Komposit Radikale, Moleküle, die ein ungepaartes Elektron beinhalten. Sie entstehen erst dann, wenn ein Molekül, im Fall der Komposite ein Initiator, zerfällt [11, 15]. Dies kann entweder direkt oder mithilfe eines Akzelerators passieren. Die Radikalbildung entsteht in dentalen Kompositen chemisch oder fotochemisch unter Aufbringung von Energien, die in der Lage sind, kovalente Bindungen zu Radikalen zu spalten [11, 53].



Das erste Initiatorradikal ($R \cdot$) lagert sich an die funktionelle Endgruppe des Monomers (M) und spaltet die Doppelbindung der Kohlenstoffatome. Es entsteht ein wachstumsfähiges Primärradikal ($RM \cdot$) [15].

2. Wachstumsreaktion

Nun folgt eine Anlagerung weiterer Monomermoleküle (M) an das Primärradikal ($RM \cdot$).



Durch diese Reaktion bildet sich ein Makroradikal ($RM_n \cdot$).

Die Geschwindigkeit des Kettenwachstums ist stark von den sterischen und polaren Eigenschaften der Reaktionspartner abhängig [11].

3. Abbruchreaktion

Treffen zwei Radikale aufeinander oder kommt es zu einer Kombination zweier Makroradikale, bricht die Reaktion ab. Auch der Zusatz von Inhibitoren, wie Hydrochinomonomethylether oder Sauerstoff als natürliches Biradikal, kann eine weitere Polymerisation verhindern [15, 53].

- Kombination zweier Makroradikale: $RM_n \cdot + RM_m \cdot \rightarrow R_2M_{(n+m)}$
- Disproportionierung zweier Makroradikale: $RM_n \cdot + RM_m \cdot \rightarrow RM_n + RM_m$
- Abbruch durch Initiatorradiale: $RM_n \cdot + R \cdot \rightarrow RM_nR$

Bei der Umwandlung der Monomermoleküle zu einem Polymernetz werden nicht alle Monomere, Comonomere und nicht alle funktionellen Gruppen gebraucht, was zu einem Anstieg des Restmonomergehalts führt [11, 51]. Viele Comonomere, wie TEGDMA, oder Additiva können in einem wässrigen Milieu freigesetzt werden und können gewebereizend wirken. So muss beachtet werden, dass diese Stoffe auch pulpairritierende oder sogar -devitalisierende Wirkung haben könnten [51]. Besonders bei lichthärtenden Kompositen entsteht eine leicht klebrige Schicht, die Sauerstoffinhibitionsschicht, an der Oberfläche der gelegten Füllung, die auf nicht umgesetzte Monomere hindeutet. Diese klebrige Oberfläche von ca. 4-40µm wird beim Ausarbeiten der Füllung abgetragen [11, 45]. Die Umsatzungsrate der

Monomere darf für kaulasttragenden Füllungen im Seitenzahnbereich nicht unter 55% liegen [75].

Aufgrund von der Umwandlung einzelner Monomermoleküle zu einem Polymergeflecht, kommt es zu einer dichteren Anordnung der Moleküle als in der unpolymerisierten Situation (Abbildung 8). Diese Veränderung führt zu einer Volumenkontraktion bzw. zu einer Schrumpfung. Ist das Füllungsmaterial mit allen Seiten an den Kavitätenwänden befestigt, so kann es schlecht schrumpfen. An dieser Stelle soll der C-Faktor (configuration factor) genannt werden, der das Verhältnis zwischen gebundenen und nicht gebundenen Kompositflächen beschreibt (Abbildung 7). So ist die Schrumpfkraft und auch der C-Faktor größer je mehr Kompositflächen gebunden sind. Dabei wird die Zunahme des C-Faktors durch die Anwendung des Total-Bondings begünstigt. Das Schrumpfungsverhalten muss dann in Form von Spannungsaufbau innerhalb des Materials, im Bereich der Grenzfläche zwischen der Zahnhartsubstanz und dem Komposit oder in der Zahnhartsubstanz selbst kompensiert werden. Die Spannung kann noch zu Beginn des Polymerisationsvorganges durch das jeweilige Fließverhalten des Komposits ausgeglichen werden und fängt erst ab dem Zeitpunkt an zu steigen, ab dem das Nachfließen des Materials nicht mehr nachweisbar ist. Dieser Zeitpunkt wird „Gel-Punkt“ genannt und die anschließende Schrumpfung „Post-Gel-Schrumpfung“. Im Zusammenhang mit der Post-Gel-Schrumpfung lässt sich auch ein Spannungsaufbau beobachten. Um diesem Spannungsaufbau und somit auch der Polymerisationsschrumpfung entgegenzuwirken können bei konventionellen Hybridkompositen die Inkrementtechnik, in Bulk-Fill-Kompositen der Einbau von Polymerisationsmodulatoren oder einfach Softstartpolymerisationslampen angewendet werden [11, 35, 53, 84, 93, 111]. Die Volumenverkleinerung wird von vielen Faktoren beeinflusst. Diese sind unter anderem die Eigenschaften und die Konzentration der Matrix und der Comonomere, das E-Modul, der Polymerisationsgrad, die Kavitätenform und der Füllkörpergehalt. Je mehr kurzketttige Comonomere zu der organischen Matrix hinzukommen, desto größer ist die volumetrische Kontraktion aufgrund einer höheren Konversionsrate. Jedoch je höher der Füllkörpergehalt ausfällt, desto kleiner ist die Polymerisationsschrumpfung [51, 111]. Heutzutage geht man davon aus, dass die Schrumpfungsrichtung nicht, wie angenommen, bei lichthärtenden Materialien zur Lichtquelle und bei chemischhärtenden Kompositen zum Mittelpunkt hin gerichtet ist, sondern von der Kavitätenform und der Art der Haftung an den Kavitätenwänden abhängt [53].

Um die Polymerisationsschrumpfung, die in modernen Kompositen zwischen 1,5-3Vol.-% liegt, zu reduzieren und gleichzeitig eine hohe Konversionsrate der Monomermoleküle zu erreichen, sollten neue Monomersysteme mit einem

schrumpfungsarmen Verhalten und moderne Füllkörpersysteme benutzt sowie entsprechende Belichtungszeiten mit modernen Polymerisationslampen, die engmaschigen Kontrollen und Wartungen unterliegen, eingehalten werden [11, 53, 111]. Weiterhin sollte ein guter Verbund zwischen der Zahnhartsubstanz und dem Füllungsmaterial hergestellt sein. Dazu sollte die Schmelz- und Dentinätztechnik Verwendung finden und zusätzlich Adhäsivsysteme gebraucht werden [45, 51].

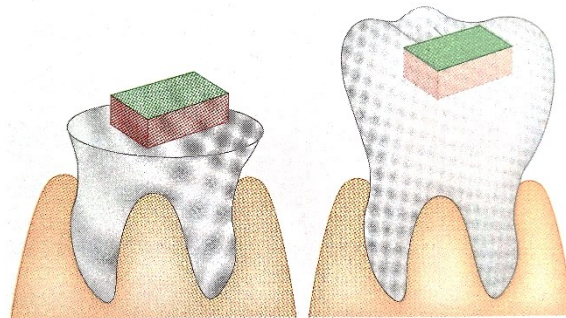


Abbildung 7: Darstellung des Konfigurationsfaktors (C-Faktor). C-Faktor links 1:5 = 0,2; rechts 5:1 = 5 [9]

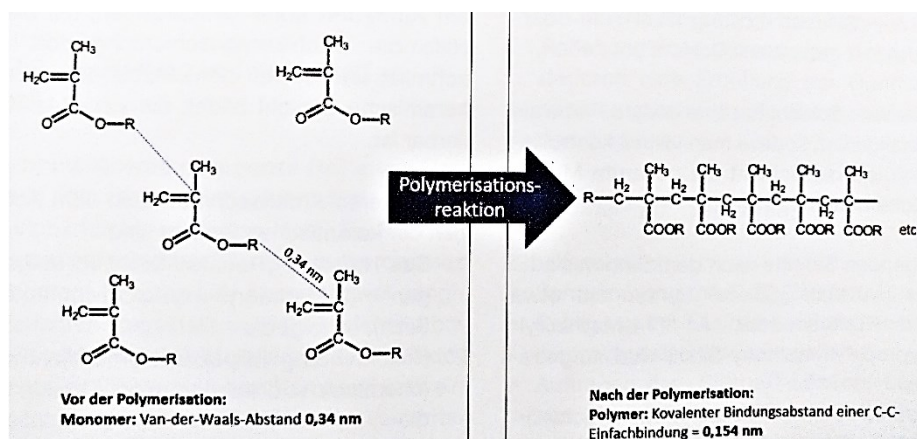


Abbildung 8: Schematische Darstellung der Polymerisationsschrumpfung [42]

2.3 Adhäsivtechnik

Für einen effektiven Verbund zwischen Zahnhartsubstanz und Füllungsmaterial reicht der Einsatz eines Komposits allein nicht aus. Nichtselbstätzende Komposite schaffen es nicht eine optimale Verbindung zum Schmelz und Dentin aufzubauen, so wie es bei Glasionomernzementen der Fall ist und es kommt bereits während der Polymerisationsreaktion zu Randspaltbildungen, die sich im Verlauf der Lebensdauer der Füllung vergrößern [11, 35, 53, 93]. Das Wort Adhäsion

leitet sich von dem lateinischen Wort „adhaerere“ und bedeutet „an etwas festhängen, kleben“. Es wurde also ein niedrigvisköser Haftvermittler entwickelt, der zusammen mit einer Oberfläche, also einem Substrat, ein Adhärenz bildet. Die Aufgabe des Adhäsivs ist es, das Substrat gut zu benetzen. Dazu sollte die Oberflächenspannung des Adhäsivs geringer sein als die Oberflächenenergie des Adhäsionssubstrates. Wichtig ist auch die Rautiefe des Substrates für die Oberflächenvergrößerung [11, 35, 45]. Eine Adhäsion kann entweder auf chemischer oder mechanischer Ebene ablaufen. Der physikalisch-chemische Verbund kann in Form von echter chemischer Bindung, wie der kovalenten Bindung, von Wasserstoffbrückenbindungen oder elektrostatischen Wechselwirkungen vorkommen. Findet eine chemische Adhäsion zusammen mit einer mechanischen statt, so spricht man eher von „Bonding“ als von Adhäsion [11, 35, 104]. Dank der Entwicklung der Adhäsivsysteme wird die gesunde Zahnhartsubstanz weitgehend geschont, indem es auf eine Präparation von makromechanischer Retentionsfläche verzichtet wird. Außerdem gibt es eine Verbesserung des Randschlusses und die Vermeidung postoperativer Sensibilitäten, die durch Schaffung mikroretentiver Ätzmuster entstehen [37, 93]. Das Adhäsivsystem ist in der heutigen Zahnheilkunde nicht mehr wegzudenken.

2.3.1 Adhäsion der Komposite an Schmelz

Die äußerste Schicht der Zahnkrone bildet der Zahnschmelz, eine von Ameloblasten gebildete Schicht, bestehend zu 95Gew.-% aus anorganischen Hydroxylapatitkristallen. Die weiteren Bestandteile sind zu 1Gew.-% organische Komponenten, wie Proteine und Lipide, und zu 4Gew.-% Wasser, entweder in kristalliner Form als Hydratationsschale oder in loser Form gebunden an die organische Materie. Ungefähr 100 hexagonale Hydroxylapatitkristalle liegen dichtgepackt in Form von Schmelzprismen bzw. -stäben vor. Zwischen den Schmelzprismen befindet sich die interprismatische Substanz, die auch aus Hydroxylapatitkristallen besteht. Im Unterschied zu dem Kern der Schmelzprismen, in dem die Kristalle hauptsächlich parallel zu der Längsachse der Prismen angeordnet sind, befinden sich die Kristalle in der interprismatischen Substanz in einem fast 90° Winkel zu den Schmelzprismen. Auch die Kristalle am Rand der Schmelzprismen sind überwiegend gegen die Längsachse geneigt. An der Oberfläche der Zahnkronen findet man jedoch einen durchschnittlich 20µm dicken aprismatischen Schmelz. In diesem Bereich liegen die Schmelzprismen parallel zur Oberfläche [11, 51, 53, 104, 111].

Mit diesem Wissen über den Aufbau des Zahnschmelzes gelang es dem Amerikaner Dr. Buonocore im Jahr 1955 der Durchbruch für die Verwendung der Schmelz-Ätz-Technik. Durch

seine Methode den Schmelz mit einer 30-40%igen Phosphorsäure anzuätzen, konnte die nichtretentive Oberfläche umstrukturiert werden [17]. Aufgrund von unterschiedlichen Säurelöslichkeiten der Schmelzbereiche wurde eine mikroretentive Fläche geschaffen, sprich eine Oberflächenvergrößerung und gleichzeitig eine Oberflächenenergie-Erhöhung erreicht. Dies unterstützt die Benetzbarkeit des Schmelzes mit einem Adhäsiv um bis zu 400% [11, 35, 51, 53, 104].

Mittlerweile liegt die ideale Konzentration der Phosphorsäure bei 35-40% und wird 15-30 Sekunden lang auf dem präparierten und 60 Sekunden lang auf dem unbehandelten Schmelz belassen. Untersuchungen ergaben, dass Säuren, deren Konzentration über 40% betrug, zwar aggressiver in ihrem Verhalten waren, jedoch weniger Kalzium herauslösten und die Säuren, die eine kleinere Konzentration als 30% aufwiesen, zu einer Entstehung eines schwerlöslichen Kalziumsalzes auf der Schmelzoberfläche führten [11, 51]. Durch die Präparation der Zähne werden im besten Fall die Schmelzprismen quer angeschnitten und eventuell der vorhandene aprismatische Schmelz abgetragen. Die Wirkung der Säure ist in diesem Fall doppelt so gut wie bei längs angeschnittenen Prismen. Vor jeder Ätzung sollten die Zahnoberflächen vor Speichel- und Blutkontakt optimal geschützt werden, beispielsweise mit einem Kofferdam, um Verunreinigungen der erschaffenen Retentionsfläche zu vermeiden. Die anschließend aufgetragene Phosphorsäure wird nach der vorgeschriebenen Einwirkzeit mit Wasser ausreichend entfernt und die Zahnoberfläche getrocknet [11, 35, 53].

Das entstandene mikroretentive Relief kann in drei Ätzmuster (Abbildung 9) unterteilt werden. Die ersten beiden Muster, also Ätztyp 1 und 2, zeigen eine gute Verankerungsmöglichkeit. Unter dem Ätztyp 1 versteht man das Herauslösen der Schmelzkristalle innerhalb der Prismen, der Ätztyp 2 beschreibt das Herauslösen der Kristalle innerhalb der zwischenprismatischen Substanz. Eine Mischform stellt der Ätztyp 3 dar. Hierbei werden beide Strukturen angelöst und bieten somit weniger Retentionsfläche für die Kompositverankerung [51, 53].

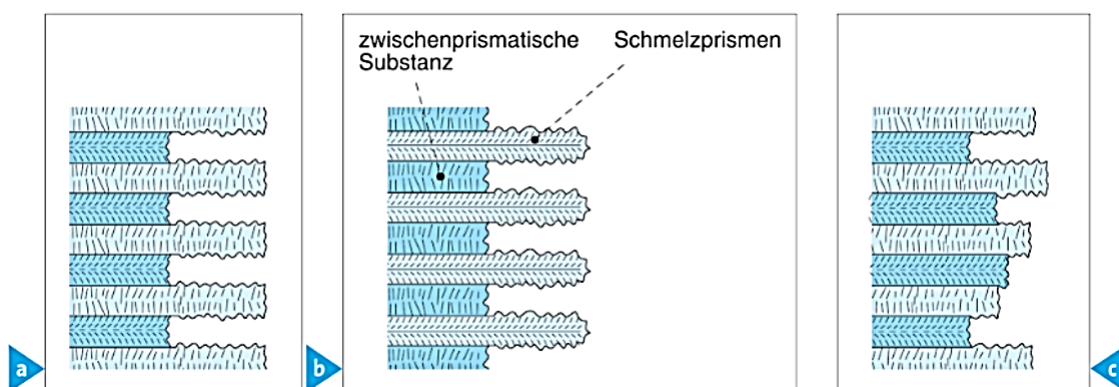


Abbildung 9: Entstehung eines retentives Ätzmusters im Zahnschmelz. a) Ätztyp 1 b) Ätztyp 2 c) Ätztyp 3 [49]

Der am Ende der Schmelzkonditionierung aufgetragene Haftvermittler fließt dank seiner niedrigen Viskosität in die geschaffenen Strukturen und sorgt somit für eine mikromechanische Verankerung und eine randspaltfreie Kompositrestauration.

Immer mehr Popularität gewinnen selbstätzende Adhäsivsysteme, die einen Verzicht auf die Benutzung der Phosphorsäure erlauben und zusätzlich ein Zeitersparnis ermöglichen [36]. Die Phosphorsäure wird durch in dem Adhäsivsystem enthaltene saure Primer oder Monomere ersetzt. Bei ihrer Verwendung muss man damit rechnen, dass das Ätzmuster schwächer ausfällt, als es bei Benutzung der Phosphorsäure der Fall ist. Den Untersuchungen von Prof. Dr. Frankenberger zufolge sind die Ergebnisse für die Self-Etch-Adhäsive schlechter als für die Etch-And-Rinse-Technik [11, 35].

2.3.2 Adhäsion der Komposite an Dentin

Direkt unter dem Zahnschmelz und über der Pulpa befindet sich das von Odontoblasten gebildete Dentin. Eine Substanz, die im Vergleich zum Schmelz ein lebendes und weniger stark mineralisiertes Gewebe darstellt. Das Dentin besteht zu 70Gew.-% aus anorganischen Anteilen, wie Phosphat und Kalzium, 20Gew.-% bilden die organischen Komponenten, die überwiegend aus kollagenen Verbindungen bestehen, und 10Gew.-% nimmt das Wasser ein. Die anorganische Komponente liegt ähnlich wie im Schmelz in Kristallen vor, die jedoch kleiner sind als die Schmelzkristalle und nicht in Prismen vorliegen. Das lebende Gewebe wird durch Odontoblastenfortsätze, deren Körper in der Pulpa auffindbar sind, durchzogen. Diese wiederum liegen in Dentinkanälchen vor und versorgen das Dentin auch nach der Dentinausbildung weiterhin physiologisch. Die Odontoblastenfortsätze werden in den Kanälchen von Flüssigkeiten, besser bekannt als Dentinliquor und anderen organischen Elementen, umgeben [11, 51, 53, 111]. Durch diese Zusammensetzung und die innere Struktur des Dentins kann ein Verbund zwischen einem hydrophoben Material wie Komposit und dem hydrophilen Dentin ohne eine dritte verbindende Komponente nicht gewährleistet sein. Eine zusätzliche Erschwernis stellt die während der Präparation entstehende unterschiedlich dicke Schmierschicht („smear layer“), die ohne ihre Entfernung die Dentintubuli verstopft und die Haftung des Haftvermittlers minimieren würde [45, 51, 53]. Der klebrige Brei aus Dentinresten, Bakterien und Wasser ist nicht mit Wasser entfernbar [35].

Die Entwicklung der Dentinadhäsive dauerte noch einige Jahre, nachdem die ersten Versuche scheiterten und kein fester Verbund zwischen Komposit und Dentin entstehen konnte, was auf

die belassene Schmierschicht zurückzuführen war. Erst Ende der 1980er Jahre konnte ein Erfolg verzeichnet werden [11, 53]. In den darauffolgenden Jahren wurden die Dentinadhäsive von vielen Herstellern modifiziert und sind genauso wie der Verbund mit dem Zahnschmelz eine entscheidende Komponente der modernen Füllungstherapie.

Die Funktionsweise der Dentinadhäsive wird in den folgenden Kapiteln beschrieben.

2.3.3 Einteilung der Adhäsivsysteme

Da es mittlerweile nicht nur ein Adhäsivsystem auf dem Dentalmarkt gibt, sondern die Entwicklung der Adhäsive viele Möglichkeiten für die Anwendung bietet, teilt man die Systeme heutzutage nach dem Wirkmechanismus und der Anzahl der Arbeitsschritte auf (Abbildung 10). Eine wichtige Einteilung stellt auch die Kategorisierung der Adhäsive nach Generationen dar [35, 77]. Sie bezieht sich jedoch auf den Zeitpunkt der Einführung der Systeme und verschafft nicht die bestmögliche Übersicht der Materialien. Trotzdem wird sie im weiteren Verlauf im Zusammenhang mit der aktuellen Einteilung Erwähnung finden.

1. Vier-Schritt-Selective-Etch			
Phosphorsäure	Primer 1	Primer 2	Bonding Agent
Nur Schmelz	Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin
Beispiel: Syntac (Etchant, Primer, Adhesive (2.Primer), Heliobond)			
2. Drei-Schritt-Selective-Etch			
Phosphorsäure	Primer 1	Primer 2	Bonding Agent
Nur Schmelz	Mischen und Applizieren: Schmelz/Dentin		Schmelz/Dentin
Beispiel: A.R.T. Bond (Etchant, Primer A+B, Bond)			
3. Vier-Schritt-Etch-and-rinse			
Phosphorsäure	Primer 1	Primer 2	Bonding Agent
Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin
Beispiel: Syntac (Etchant, Primer, Adhesive (2. Primer), Heliobond)			

4. Drei-Schritt-Etch-and-rinse			
Phosphorsäure	Primer 1	Primer 2	Bonding Agent
Schmelz/Dentin	Mischen und applizieren: Schmelz/Dentin		Schmelz/Dentin
Beispiel: A.R.T. Bond (Etchant, Primer A+B, Bond)			
5. Zwei-Schritt-Self-Etch			
Phosphorsäure	Primer		Bonding Agent
-	Schmelz/Dentin		Schmelz/Dentin
Beispiel: Hydrophobes Bond: Clearfil SE Bond, Clearfil Protect Bond,Resulcin Aquaprime + Monobond, One Coat SE Bond. Hydrophiles Bond: OptiBond eXTRa Universal			
6. Zwei-Schritt-Etch-and-rinse			
Phosphorsäure	Primer + Bond		
Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin		
Beispiel: Prime&Bond XP, Prime&Bond NT, Adper Scotchbond XT, Solobond M, Admira Bond, One Coat Bond, Excite F, AdheSE Universal, Futurabond M+, Futurabond U			
Phosphorsäure	Primer		Bonding Agent
Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin		Schmelz/Dentin
Beispiel: Adper Scotchbond Multi-Purpose Plus, Gluma Solid Bond S, OptiBond FL, OptiBond eXTRa Universal, Solobond Plus			
7. Ein-Schritt-Self-Etch (Mischpräparate)			
Phosphorsäure	Etchant + Primer + Bond		
-	Schmelz/Dentin		
Beispiel: Adper Prompt L-Pop, Futurabond NR, Futurabond DC			
8. Ein-Schritt-Self-Etch (Einf flaschenpräparate)			
Phosphorsäure	Etchant + Primer + Bond		
-	Schmelz/Dentin		
Beispiel: iBond SE, Futurabond M, Futurabond M+, Futurabond U, G-Bond, Clearfil S3 Bond Plus, Clearfil Universal Bond Quick, AdheSE Universal			

Abbildung 10: Klassifikation der Adhäsivsysteme nach ihrem Wirkmechanismus und der Anzahl der Applikationsschritte [verändert nach 35]

2.3.3.1 Die ersten Generationen

An dieser Stelle sollten die ersten beiden Generationen der Adhäsive genannt werden, die in der heutigen Zeit keine Bedeutung mehr haben, aber einen guten Ansatz boten. Die 1. Generation bestand aus einem Haftvermittler, der aus bifunktionellen Monomeren bestand, die Verbindungen mit dem Dentin und dem Kollagen eingehen sollten. Die damaligen Untersuchungen konnten jedoch belegen, dass diese theoretischen Chelatbildungen mit dem in der Zahnhartsubstanz enthaltenen Kalzium nicht möglich waren. Auch die verbesserte 2. Generation, die aus Phosphorestern und Methacrylatderivaten bestand und die Oberfläche besser befeuchten sollte, erwies sich als keine Alternative zu der 1. Generation [53, 77]. Da damals der Gedanke bestand, durch Dentinätzung Pulpairritationen zu verursachen, ätzte man ausschließlich den Schmelz an. Aus diesem Grund konnte die klebrige Schmierschicht nicht entfernt werden und beide Adhäsivgenerationen hafteten an ihr [104]. In diesem Zusammenhang kam es erst mit der 3. Generation zu einem Umbruch dank einer japanischen Forschungsgruppe um Fusayama um das Jahr 1980 herum [44]. Der Ansatz bestand darin, das Dentin anzuätzen, um den Smear Layer zu entfernen und eine bessere Anhaftungsfläche für den Haftvermittler zu schaffen. Doch wegen der Sorge um die Pulpaschäden, konnte sich die Technik erst Ende der 1980er Jahre durchsetzen [35, 77, 104].

2.3.3.2 Selective-Etch-Adhäsive

Zu der Selective-Etch-Technik gehören die Präparate, die in drei oder vier Schritten angewendet werden. Da die Hersteller auf die Angst der Behandelnden eingingen, kam es zu der Technik der selektiven Schmelz- und Dentinätzung. Das Dentin wurde im Gegensatz zu dem Schmelz mit einer milden Säure konditioniert und einem Primer vorbehandelt oder direkt ein saurer Primer aufgetragen und darauf anschließend ein Adhäsiv verwendet [35, 53].

Der selbstkonditionierende Primer bestand unter anderem aus milden Säuren, wie zum Beispiel der 2-4%igen Maleinsäure, aus hydrophilen Mono- und Dimethacrylaten, wie HEMA oder PEGDMA und Lösungsmitteln, wie Wasser, Aceton und Alkohol. Das Dentinadhäsiv hatte die Aufgabe das hydrophile Dentin mit dem hydrophoben Komposit zu vereinen, also brauchte es einen amphiphilen Charakter, der sich durch die amphiphilen Mono- und Dimethacrylate, wie

4-META oder NPGGMA ergibt. Auch in einem Adhäsiv können dieselben Lösungsmittel enthalten sein [51, 53, 77].

Nach der Schmelzkonditionierung mit einer 30-40%igen Phosphorsäure folgte die Vorbehandlung des Dentins mit einer milden Säure, wie EDTA oder einem selbstätzenden Primer. Dabei löste man die Schmierschicht, demineralisierte das Dentin und legte dadurch das Kollagen frei. Die hydrophilen Komponenten des Primers drangen nach der Konditionierung in die Dentintubuli und das Kollagen ein. Ein Kollabieren des Kollagens wurde durch die Lösungsmittel verhindert. Nach 30 Sekunden Einwirkzeit und darauffolgenden Trocknens wurde das amphiphile Adhäsiv und der Bonding Agent aufgetragen und gehärtet. Dabei ist es wichtig zu beachten, dass die demineralisierten anorganischen Anteile des Dentins nicht weggespült wurden und zusätzlich zu dem Verschluss des Kollagengeflechts beitrugen. Trug der Primer jedoch amphiphile Methacrylate in sich, so war das Auftragen eines Adhäsivs nicht notwendig. Es wurde eine Hybridschicht (Abbildung 11) geschaffen, die es ermöglichte das Komposit bedenkenlos zu inserieren [11, 35, 45, 51, 53].

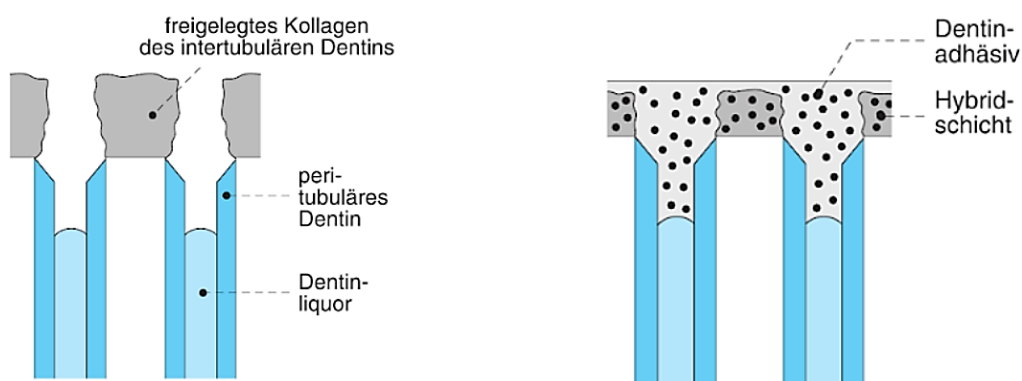


Abbildung 11: Schematische Darstellung der Dentinhaftvermittlung nach Anwendung dentinkonditionierender Adhäsivsysteme [49]

Diese Technik bereitete allerdings einige Schwierigkeiten. Es musste darauf geachtet werden, die Phosphorsäure einzig und allein auf den Schmelz aufzutragen und nicht versehentlich auf das Dentin. Besonders bei minimalinvasiven Restaurationen stellt es eine enorme Herausforderung dar. Der Wunsch nach einem einfacheren System war groß und konnte mit der Einführung der 4. Generation der Adhäsive erfüllt werden [11, 35, 53].

2.3.3.3 Etch-and-rinse-Adhäsive

Die Adhäsive der 4. Generation zeichnen sich durch die Etch-and-rinse-Technik aus. In dieser Gruppe werden der Schmelz und das Dentin mit einer geeigneten Phosphorsäure geätzt. Die Phosphorsäure verbleibt 30 Sekunden auf dem Schmelz und auf dem Dentin 15-20 Sekunden und wird anschließend mit Wasser abgesprüht. Die Schmierschicht wird hierbei komplett entfernt, das Dentin demineralisiert und das Kollagen freigelegt. Nun spielt die Wahl des richtigen Adhäsivs eine wichtige Rolle. Da das Kollagengeflecht nach einer vollständigen Trocknung in sich zusammenfallen würde, sollte man das Dentin nicht übertrocknen. Gleichzeitig überprüfen die Behandler, ob die Ätzung der Schmelzränder ausreichend war, indem sie diesen Bereich so lange trocknen, bis er weißlich-opak erscheint. Damit kann man die Übertrocknung des Dentins nicht verhindern und dem Kollagen wird seine Feuchtigkeit entzogen - es kollabiert [35, 53, 93].

Die üblichen Primer bestehen nun aus Wasser, Azeton und Alkohol. Diese Bestandteile bilden, wie schon im Kapitel 2.3.3.1 erwähnt, die Lösungsmittel. Um die amphiphilen Moleküle des Primers an den vorgesehenen Wirkungsort transportieren zu können, braucht man diese Lösungsmittel. Bei azetonhaltigen Primern besteht jedoch das Problem, dass dieser nur auf feuchtem Dentin funktioniert. Deshalb brauchen diese Primer ein „Re-wetting“ des Dentins bzw. des Kollagens mit Wasser. Nach dem Auftragen des Primers verdunstet das Wasser wieder durch das vorhandene Azeton. Bei dieser Prozedur spricht man von „Wet-“ oder „Moist-Bonding“, bei der der Primer durch den Erhalt der Feuchtigkeit in dem Kollagengeflecht in die interfibrillären Räume penetrieren kann. Wird die Problematik jedoch nicht beachtet und das Dentin zusammen mit dem Kollagen vor dem Auftragen des azetonhaltigen Primers nicht erneut angefeuchtet, so kommt es zu einer nicht ausreichenden Penetration des Primers in das Dentin und der Entstehung unausgefüllter Bereiche des Kollagens. Bei diesem Vorgang spricht man von „Nanoleakage“, welcher zu vermehrten postoperativen Hypersensitivitäten führen kann [35, 51, 53, 105].

Bei der Verwendung der Primer auf Wasser- und Wasser-Alkohol-Basis ist die Übertrocknung des Dentins unproblematisch. Das Kollagengeflecht wird durch das enthaltene Wasser wieder genügend rehydriert und das „Re-wetting“ muss nicht durchgeführt werden [35, 93]. Zur Verdunstung des Wassers kommt es erst bei einem Verblasen des Primers [53].

Der letzte Schritt besteht aus dem Aufbringen eines Bonding Agents. Man kann in diesem Fall von einem hydrophoben Haftvermittler sprechen, auf den die erste Schicht eines Kompositmaterials appliziert werden kann [35, 53, 77].

Eine Erleichterung sollte die Einführung der Zwei-Schritt-Etch-and-rinse-Technik, also der 5. Generation bieten. Die Vereinfachung lag darin aus einem Mehr-Flaschen-System ein Ein-Komponenten-Material zu kreieren, den „One bottle bond“. Der erste Einfaschenhaftvermittler war das Kompomerbonding „Dyrect PSA“, dank dem kurz darauf eine leicht veränderte Form für Komposite auf den Markt kam, Prime&Bond 2.0. Direkt nach der Konditionierung der Zahnhartsubstanzen konnte das Einfaschensystem aufgetragen werden und erleichterte den Behandelnden die Applikation, indem die Verwechslungsgefahr unter den Flaschen nicht gegeben war. Auch bei diesem System muss beachtet werden, dass es wenig oder kein Wasser zum „Re-wetting“ beinhaltet und die Behandler zusätzlich das kollabierte Kollagen hydrieren müssen. So kam es wegen eines misslungenen Wet-bondings häufig zu postoperativen Hypersensitivitäten. Trotz dieser Problematik hielt sich dieses System, wahrscheinlich wegen der einfachen Handhabung und effizienten Zeitersparnis, viele Jahre auf dem Markt [11, 35, 53, 77].

2.3.3.4 Self-Etch-Adhäsive

Da man wie schon vor der Einführung der zuletzt genannten Adhäsivsysteme glaubte, dass die Hypersensitivitäten von der Verwendung der Phosphorsäure abhängig seien, kam es zu der Vermarktung eines Adhäsivsystems, welches komplett auf die Benutzung der Phosphorsäure verzichtete. Der Schmelz wurde somit anders als in der Selective-Etch-Technik auch nicht mit der Phosphorsäure geätzt. Als erstes kam ein Produkt der 6. Generation auf den Markt. Das Primer-Adhäsiv-Gemisch bestand hierbei aus selbstätzenden, sauren Monomeren, mit beispielsweise phosphorischen Gruppen wie PENTA, und gleichzeitig aus funktionellen Monomeren, üblicherweise HEMA, aber auch Bis-GMA, UDMA, TEGDMA. Als Lösungsmittel fand Wasser bzw. eine Wasser-Azeton-Mischung Verwendung, um ein Re-Wetting, das einen zusätzlichen Schritt bedeuten würde, zu umgehen. Trotzdem wäre zu viel verbliebenes Wasser im Dentin nach dem Verblasen des Primers für die Polymerisation ungünstig und sollte deswegen durch die Zugabe von Alkohol abgepuffert werden. Vervollständigt wurde das System durch das Auftragen eines hydrophoben Bonding Agents und trug zu einer soliden Dentinhaftung bei [11, 35, 53, 105].

Trotz einer vergleichbar schlechteren Schmelzätzung spricht die geringe Entstehung der postoperativen Hypersensitivitäten für den Gebrauch dieses Adhäsivsystems. Der schlechtere Schmelzverbund könnte wieder durch eine selektive Ätzung mit der Phosphorsäure verbessert werden. Doch leider besteht dann erneut das Problem der versehentlichen Dentinätzung. Zusammen mit der Verwendung der selbstätzenden Adhäsivsystems würde es für die Dentinhaftung eine Verschlechterung bedeuten [35, 39].

Die weitere Entwicklung der 7. Generation bedeutet eine weitere Ersparnis in der Anzahl der Arbeitsschritte. Man kann die Produkte auch als „All-in-one-Adhäsive“ bezeichnen. Das Adhäsivsystem war anfänglich ein Mischpräparat, welches aus zwei Flaschen zusammengemischt wurde. Die eine Lösung bestand aus Monomeren und die zweite hauptsächlich aus Wasser. Kurze Zeit später kamen die Einflaschenlösungen auf den Markt. Obwohl man zu Beginn dachte, man könnte durch Benutzung der All-in-one-Adhäsive Zeit sparen, war es nicht der Fall, da man die Art von Adhäsiven öfter auftragen und damit mehrere Schichten des Materials auf dem Dentin schaffen musste, um eine ähnlich gute Haftung zu erreichen wie die der Mehrflaschen-Systeme. Höchstwahrscheinlich sind hierfür die sogenannten „Dry-Spots“ verantwortlich, die bei dem Verblasen des Adhäsivs entstehen. Die entstandene Schicht ist in dem Fall so dünn, dass die Sauerstoffinhibitionsschicht während des Polymerisationsvorgangs Poren ausbildet und die Beschichtung reduziert. Zusätzlich ergaben Untersuchungen, dass die All-in-one-Adhäsive nach der Polymerisation permeabel gegenüber Wasser sind. So kann Wasser oder der Dentinliquor durch diese hydrophile Barriere hindurchwandern und zum Nanoleakage führen. Damit ist der dauerhafte Verbund zum Dentin gefährdet [11, 14, 35, 40, 105, 108, 110].

2.3.3.5 Universaladhäsive

Um eine bestmögliche Schmelz- und Dentinätzung zu erreichen, aber auch die geringe Entstehung der postoperativen Hypersensitivitäten beizubehalten, kam die Idee auf, die selektive Schmelzätzung zusammen mit selbstätzenden Adhäsiven zu überarbeiten. Die Idee an sich war nicht neu, da es bereits Versuche gab, die zeigten, dass eine versehentliche Dentinätzung und eine gleichzeitige Benutzung eines selbstätzenden Adhäsivs schlechtere Wirksamkeit bedeuteten. Dieses Risiko mit dem Hinblick auf mögliche Hypersensitivitäts-Entstehung wollte man nicht eingehen. In den letzten Jahren kamen dann modifizierte Self-Etch-

Adhäsive auf den Dentalmarkt, die den vielversprechenden Namen „Universaladhäsive“ bekamen [11, 37, 38, 108, 112].

Die Universaladhäsive besitzen zusätzlich zu ihren üblichen Bestandteilen das amphiphile Monomer MDP, welches aus hydrophoben Vinylgruppen zum Verbund mit dem Komposit und aus hydrophilen Phosphatgruppen zur Ausbildung von echten chemischen Bindungen mit Hydroxylgruppen besteht. Diese Bindungen können entweder zwischen der Zahnhartsubstanz und dem Adhäsiv in Form von Kalziumphosphaten oder zwischen einer reparaturbedürftigen Restauration und dem Adhäsiv in Form von Bindung an Metalloxide oder andere Kationen entstehen [11, 18, 108]. Durchgeführte Untersuchungen ergaben, dass es keine signifikanten Unterschiede in den Haftwerten zwischen der Nutzung der Universaladhäsive in der Etch-and-rinse- und in der Self-Etch-Technik gab. Sie können unter Anwendung jeder beliebigen Technik eingesetzt werden. Obwohl die selektive Schmelzätzung und die Nutzung selbstätzender Adhäsive die beste Kombinationstechnik darstellen würde, so sind die Universaladhäsive eine optimale Lösung für eine Vermeidung jeglicher Behandlungsfehler, einen optimalen sowie beschwerdefreien Dentinverbund und eine gleichzeitige Zeitersparnis [18, 23, 24, 61, 107].

2.4 Applikation des Komposits

Nach der richtigen Vorbehandlung des Zahnes und der passenden Wahl des Adhäsivsystems, folgt die Applikation des Komposits. Hier stellt sich die Frage, für welches Material man sich entschieden hat. Fiel die Entscheidung auf ein konventionelles Hybridkomposit oder auf ein Bulk-Fill-Komposit? Handelt es sich um eine Seitenzahn- oder Frontzahnfüllung? Benutzt man opake und transluzente Materialien oder beschränkt man sich auf eine Materialfarbe? Wie tief ist die zu restaurierende Kavität? Durch die Beantwortung dieser Fragen wird sich die Frage nach der richtigen Wahl der Applikationstechnik ergeben. Die richtige Insertion des Komposits ermöglicht so eine langlebige und zufriedenstellende Füllung.

2.4.1 Applikationstechniken in Front- & Seitenzahnbereich

Die langbewährten konventionellen Hybridkomposite eignen sich sowohl für Frontzahn- als auch Seitenzahnrestorationen. Bei Frontzahnrestorationen, also Restorationen der Klasse III, IV sowie V, obwohl sie auch Seitenzähne betreffen kann, nach der im Jahr 1889 erstellten

Klassifikation nach Black, spielt die Ästhetik mittlerweile eine enorm große Rolle [68]. Auch wenn die Klassifikation nach Black eher einen Bezug auf die Präparationsregeln für Materialien, die eine mechanische Retention verlangen, wie bei Goldhämmerfüllungen, nimmt, schafft sie trotzdem eine gute Übersicht der Kavitätenformen. Mithilfe opaker und transluzenter Komposite mit beliebigen Farben für Dentinmasse und Schmelzmasse kann unter Benutzung der Schicht-bzw. Inkrementtechnik ein hervorragendes Ergebnis erzielt werden. Die Inkrementtechnik bei Frontzähnen unterscheidet sich von der Technik für Seitenzahnrestaurationen minimal. Die Kompositschicht darf in beiden Bereichen 2mm Stärke nicht überschreiten, sie wird jedoch im Frontzahnbereich vor allem beim Aufbau eines Dentinkerns frei Hand gelegt und ermöglicht so eine individuelle Gestaltung. Der Aufbau des approximalen Zahnschmelzes sollte 0,5mm nicht überschreiten. Die Nutzung dieser Technik hat auch den Vorteil einer optimalen Kontrolle der Adaptation des Komposits und daraus folgenden Abdichtung der Kavität, obwohl auch hier die Gefahr von einem Einbau von Luftblasen zwischen zwei Inkrementen besteht [11, 35, 53, 68, 93, 111].

Im Seitenzahnbereich können heutzutage konventionelle Hybridkomposite genauso wie die modernen Bulk-Fill-Komposite verwendet werden. Die Klasse I, II und V nach Black gehören zu den Seitenzahnrestaurationen. Alle Klassen können entweder mit der Inkrementtechnik oder der Bulk-Fill-Technik unter Beachtung der Kavitätengröße,-tiefe und des C-Faktors restauriert werden. Ist die Kavität nicht tiefer als 2mm kann in diesem Fall sowohl ein konventionelles Komposit als auch ein Bulk-Fill-Material verwendet werden. Je tiefer die Kavität wird, desto techniksensitiver wird die Applikation bezogen auf die konventionellen Materialien. Entscheidet man sich für ein konventionelles Hybridkomposit, so hat man unter anderem eine größere Auswahl an Farben und muss die Inkrementtechnik anwenden. Diese zeichnet sich in diesem Fall durch eine bestimmte Schichtweise der 2mm-Inkmente. Die erste Schicht sollte im besten Fall wie eine konventionelle Zementunterfüllung aussehen und auch im Frontzahnbereich Gebrauch finden. Es bedeutet also, dass das Komposit okklusal und parapulpär liegt. Die weiteren Schichten richten sich nach der Höckerneigung. Nach jeder Applikation einer Kompositschicht findet eine Lichthärtung statt. Die daraufhin entstehende Sauerstoffinhibitionsschicht geht bei weiterer Schichtung wegen der Ausbildung einer chemischen Bindung zwischen den Inkrementen verloren. Die Schichten sollten niemals horizontal gestaltet werden oder das Komposit in einem Schritt gefüllt werden, denn so wird die Spannung durch die Polymerisationsschrumpfung gesteigert. Die Schichtsystematik sollte den im Kapitel 2.2.2 beschriebenen C-Faktor berücksichtigen [11, 35, 75, 104].

Die Entscheidung für ein Bulk-Fill-Komposit geht mit dem positiven Aspekt der geringen Techniksensitivität, aber dem negativen Punkt der geringen Farbauswahl einher. Vor einiger Zeit sprach man von der „Fast-Track-Füllungstechnik“, heute findet der Begriff „Bulk-Fill-Technik“ eher Verwendung. Diese Art von Komposit kann aufgrund ihrer Zusammensetzung 4-5mm tief gehärtet werden und erlaubt somit ein weniger aufwendiges und zeitsparendes Arbeiten. Mittlerweile findet man mehrere Farbnuancen und ist nicht nur auf eine Farbe beschränkt, wie es zu Beginn der Einführung der Bulk-Fill-Komposite der Fall war. Restaurationen mit einem niedrigviskösen Bulk-Fill-Komposit müssen wegen der schlechten mechanischen Eigenschaften mit einer okklusalen Deckschicht aus hochviskösen Kompositen versehen werden, wobei die hochviskösen Bulk-Fill-Komposite in einer 4mm Schicht gelegt und ausgehärtet werden können. Die Applikation dieses Komposits in einem Schritt würde ohne die im Kapitel 2.2.1.9 erwähnten Eigenschaften eine starke Polymerisationsspannung verursachen, wie es von anderen Kompositarten bekannt ist. So jedoch kann das Bulk-Fill-Komposit bedenkenlos inseriert werden [10, 11, 62, 75, 84].

Zum Schluss sollte auch eine für alle Kompositklassen unerlässliche Technik kurze Erwähnung finden, die Matrizentechnik. Dank der Matrize werden die zu restaurierenden Zähne von ihren Nachbarzähnen separiert und die Zahnform kann einfacher wiederhergestellt werden. Für den Frontzahnbereich verwendet man üblicherweise durchsichtige Matrizen und für den Seitenzahnbereich Metallmatrizen unterschiedlicher Systeme, sogar mit einer vorbereiteten Biegung für den optimalen Approximalkontakt. Für den Aufbau eines Approximalkontaktes sind Interdentalkeilchen unentbehrlich. Nach Legung der Füllung und folgender Entfernung des Keils stellen sich die separierten Zähne wieder in ihre Ausgangsposition zurück und erlauben somit eine Herstellung eines satten Approximalkontaktes [35, 53, 75].

3 Ziel der Dissertation

Bereits seit dem Jahr 2003 findet man hochvisköse Bulk-Fill-Komposite auf dem Markt. Die Bulk-Fill-Komposite konnten jedoch erst mit der Einführung der niedrigviskösen Variante überzeugen und auch erst ab dem Zeitpunkt fanden auch die hochviskösen Bulk-Fill-Komposite Beachtung. Die Firma 3M™ (3M Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland) führte zu Beginn ein niedrigvisköses Material auf dem Markt ein, welches in vielen Studien mit anderen flowables Bulk-Fill-Kompositen verglichen wurde. Kurz darauf kam das Pendant zum niedrigviskösen Komposit heraus, nämlich das hochvisköse Material „3M™ Filtek™ One Bulk Fill“. Das Material verspricht unter anderem ein schnelleres und einfacheres Restaurieren von Kavitäten und einen geringen Schrumpfstress bei einer Aushärtungstiefe von 5mm.

Im Rahmen dieser Arbeit sollen die Eigenschaften zwischen dem hochviskösen Universalkomposit „Venus® Diamond“ der Firma Kulzer (Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) und dem hochviskösen Bulk-Fill-Komposit „Filtek™ One“ der Firma 3M verglichen werden. Insbesondere sollen durch das experimentelle Arbeiten folgende Fragen beantwortet werden können:

- Wie stark ist der Verbund zwischen Dentin und dem Bulk-Fill-Komposit sowie zwischen Dentin und dem Universalkomposit mithilfe der Bulk-Fill-Fülltechnik?
- Wie verhält sich der Verbund zwischen den Inkrementen desselben Materials?
- Wie verhält sich der Verbund zwischen den Inkrementen unterschiedlichen Materials?
- Hat die Verwendung der Inkrementtechnik beziehungsweise immer schmäler werdenden Inkrementen bei dem Bulk-Fill-Komposit Auswirkungen auf den Komposit-Dentin-Verbund?

Die Dentinhaftwerte werden mithilfe des Mikrozug-Verfahrens überprüft.

4 Material & Methode

4.1 Versuchsgestaltung

Für die anstehende Versuchsreihe sollten insgesamt 40 karies- sowie restaurationsfreie Weisheitszähne vorhanden sein. Dabei waren der Ursprung und Alter der Zähne irrelevant. Im weiteren Schritt fand eine Randomisierung der Zähne auf 8 Gruppen statt. Jede Gruppe bekam eine zugewiesene Füllungsart mit den dazugehörigen Materialien. Nach Beendigung des Füllprozesses wurden alle Zähne zu Stäbchen verarbeitet. Diese wurden daraufhin in einem Mikrozugversuch untersucht und zum Schluss deren Bruchflächen unter einem Rasterelektronenmikroskop analysiert. Eine Skizze der Versuchsgestaltung ist in Abbildung 12 dargestellt.

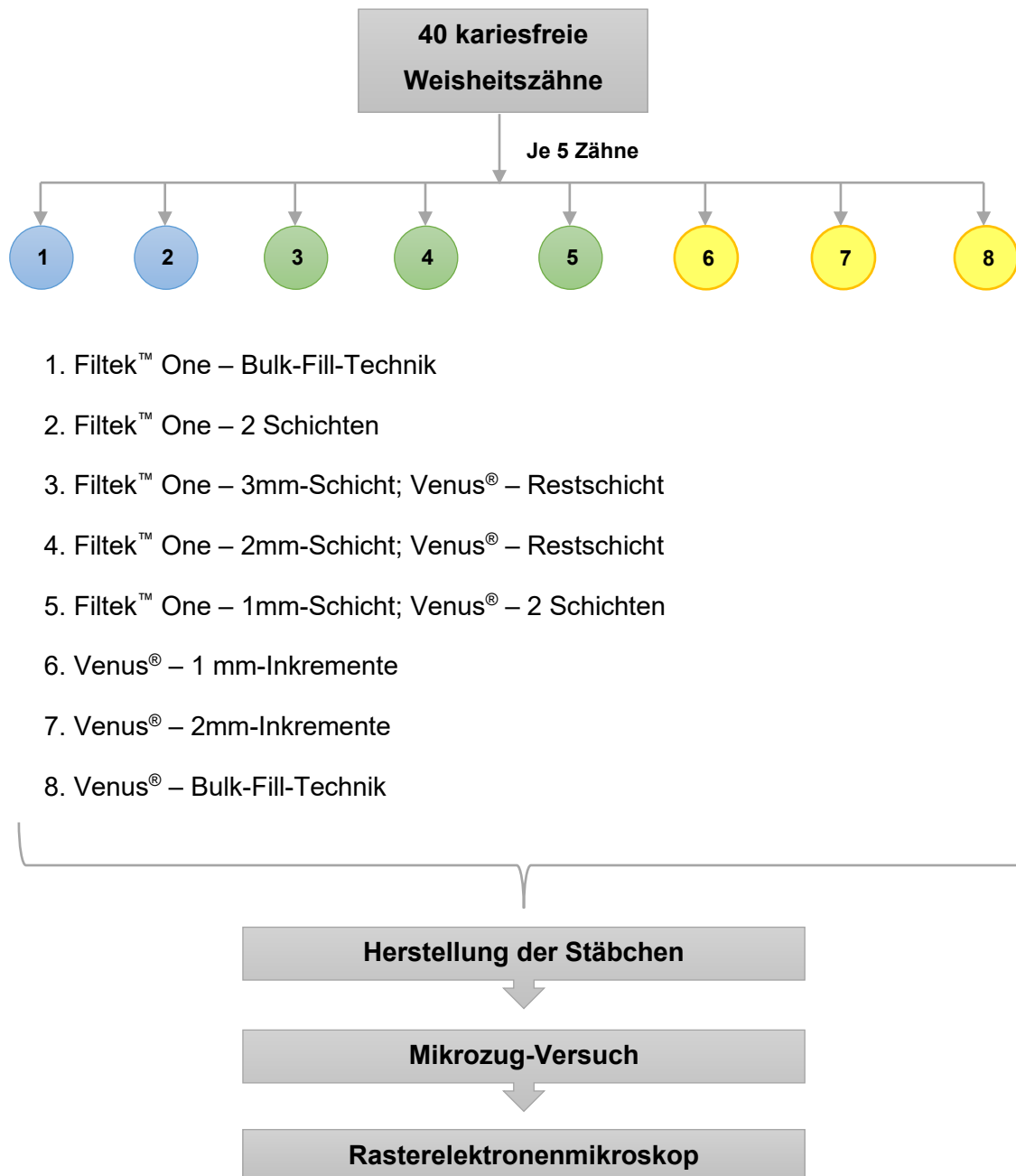


Abbildung 12: Skizze der Versuchsgestaltung

4.2 Vorbereitung der Weisheitszähne

Die 40 extrahierten Weisheitszähne mussten für die kommenden In-Vitro-Versuche karies- sowie füllungsfrei sein. Nach einer gründlichen Entfernung der Gewebsreste und Konkreme von den Zahnoberflächen mithilfe eines Scalers, wurden die Zähne bis zu ihrer weiteren Verarbeitung in eine Natriumazidlösung eingelegt.

4.2.1 Präparation

In einem weiteren Schritt erfolgte die Präparation einer Klasse-I-Kavität nach Black in allen 40 Zähnen. Die Kavitäten sollten jeweils 5mm breit sowie auch lang und 4 mm tief sein. Die 5mm Länge, wie auch Breite, erlaubten im späteren Verlauf ein exaktes Zuschneiden der Stäbchen, wobei man idealerweise die gewollte Menge von 16 Stäbchen pro Zahn herausbekam (Abbildung 13). Eine Tiefe von 5mm wäre nur bei einzelnen Zähnen möglich gewesen, weswegen eine 4mm-Tiefe optimal war. Bei Zunahme der Präparationstiefe drohte der Einbruch in die Pulkammer. Die Präparation wurde mithilfe eines Rotring-Diamanten in Form eines Zylinders der Firma Komet Dental (Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Deutschland) unter durchgehender Wasserkühlung durchgeführt. Die Kavitätenwände wurden vor der Fertigstellung durch Einstellung einer niedrigen Umdrehungszahl geglättet.

Nach der Präparation wurden die Zähne randomisiert auf 8 Gruppen aufgeteilt und blieben weiterhin in der Natriumazidlösung eingelagert.

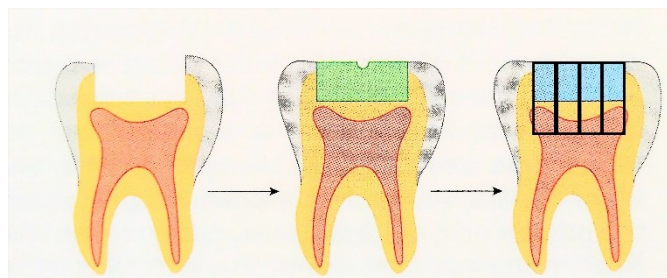


Abbildung 13: Kavität Klasse I: Breite & Länge: 5mm; Tiefe: 4mm; 4 Scheiben à 4 Stäbchen [verändert nach 9]

4.3 Herstellung der Proben

4.3.1 Erläuterung der Materialien und ihrer Anwendung

Die in den Versuchen verwendeten Materialien bestehen aus dem Universaladhäsiv „Prime & Bond active“ (Dentsply Sirona Inc., York, Pennsylvania, USA), dem Universalkomposit bzw. universellen Hybridkomposit „Venus® Diamond“ (Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) und dem Bulk-Fill-Komposit „3M™ Filtek™ One Bulk Fill“ (3M Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland). Das Universaladhäsiv fand auf allen Zähnen unabhängig von der zugehörigen Gruppe Anwendung.

Das „Prime & Bond active“ gehört zu der neusten Erfindung unter den Adhäsivsystemen. Es handelt sich um ein Universaladhäsiv, welches dem Behandelnden ermöglicht sorgenfrei zu arbeiten. Der Hersteller verspricht durch die Verwendung der „Active-Guard“-Technologie eine sehr gute Benetzbarkeit der Zahnhartsubstanz ungeachtet dessen, ob das Dentin eine Restfeuchtigkeit enthält oder nicht. Die Technologie sorgt dafür, dass die Oberflächenspannung des restlichen Wassers gebrochen wird und das Adhäsiv sich selbstnivellierend in den Dentintubuli ausbreitet. Das Wasser verdunstet dann zusammen mit dem Lösungsmittel während der Lufttrocknung. So können postoperative Hypersensitivitäten vermieden werden. Des Weiteren erreicht das Adhäsiv eine geringe Schichtstärke auf der Zahnhartsubstanz, was wesentlich für die Passgenauigkeit und die Befestigung von laborgefertigten Arbeiten ist. [25, 30] Das „Prime & Bond active“ wurde aufgrund von guten Ergebnissen der Arbeitsgruppe um R. Frankenberger bezüglich der Randspaltqualität am Dentin und dem Hinblick auf die Überprüfung der Dentinhaftwerte des Bulk-Fill-Komposits hinsichtlich dieser Dissertation mit der „Self-Etch-Technik“ angewendet [11]. Für eine bessere Schmelzhaftung ist eine Phosphorsäure-Ätzung empfehlenswert. Das Adhäsiv wurde 20 Sekunden lang in die Kavität unter ständiger Bewegung eingebracht und folglich 5 Sekunden lang luftgetrocknet. Abschließend wurde die Kavität, mit dem bereits eingebrachten Adhäsiv, 20 Sekunden lang mit der LED-Polymerisationslampe „3M Elipar“ der Firma 3M™ mit einer Lichtabgabe von 1200 mW/cm² gehärtet.

Das zu untersuchende stopfbare Bulk-Fill-Komposit „3M™ Filtek™ One Bulk Fill“ existiert in den Farbvarianten A1, A2, A3, B1 und C2 und soll sowohl im Seitenzahn- als auch im Frontzahnbereich anwendbar sein. Laut dem Hersteller sind seine Vorteile eine hervorragende Härte, ein geringer Verschleiß und Schrumpfungstress, eine hohe Aushärtungstiefe und eine optimale Verfärbungsbeständigkeit. Der anorganische Füllkörpergehalt beträgt 76,6Gew.-% (58,4Vol.-%) und besteht aus Siliziumdioxid-Füllkörpern (20nm), Zirkoniumdioxid-Füllkörpern (4-

11nm), einem Zirkoniumdioxid- /Siliziumdioxid-Cluster-Füllkörper (4-11nm & 20nm) und Ytterbiumtrifluorid-Füllkörpern (100nm). Das Monomer Bis-GMA wurde durch ERGP-DMA, Diurethan-DMA und 1,12-Dodecan-DMA ersetzt [16, 28].

Nach dem Aushärten des Adhäsivs auf der Dentinoberfläche, wurde das Komposit mit dem Farbton A1/A2 so in die Kavität gefüllt, wie es die jeweilige Gruppe vorgab. In der 1. und 2. Gruppe wurde ausschließlich dieses Komposit mit unterschiedlicher Fülltechnik verwendet. Die Gruppen 3, 4 und 5 beinhalteten zusätzlich den Universalkomposit, welches auf die immer schmäler werdenden Schichten des Bulk-Fill-Komposits gefüllt bzw. geschichtet wurde. Die Abbildung 10 im Kapitel 4.1 veranschaulicht die Gestaltung der Gruppen. Wie in der Anleitung beschrieben wurde das Komposit zu Beginn mithilfe eines Dosierspenders unter reduzierten Lichteinflüssen an der tiefsten Stelle der Präparation appliziert. Die Spitze der Kapsel wurde zum Applikationsende hin entlang der Kavitätenwand herausgezogen. Um mögliche Blasenbildungen zu vermeiden, wurde das gelegte Komposit mit einem Handinstrument verdichtet. Das Material wurde anschließend mit der bereits erwähnten LED-Polymerisationslampe 20 Sekunden lang gehärtet. Das universelle Hybridkomposit „Venus® Diamond“ der Firma Kulzer ist ein Komposit der Nanohybride basierend auf den Monomeren TCD-DI-HEA und UDMA und bestehend aus Partikeln der Größe 4nm-20µm sowie einem Füllkörpergehalt von 64Vol.-%. Die genauen Bestandteile der anorganischen Komponente wurden von dem Hersteller nicht veröffentlicht. Den Entwicklern von „Venus® Diamond“ ist es gelungen ein Komposit herzustellen, das eine geringe Schrumpfkraft, hohe Widerstandsfähigkeit genauso wie eine hohe Biegefestigkeit aufweist. Für eine optimale Ästhetik bietet Heraeus Kulzer eine enorme Anzahl an Farbnuancen, weswegen sich dieses Komposit besonders für den Frontzahnbereich, aber auch den Seitenzahnbereich eignet [57].

Die Gruppen 3, 4 und 5 bekamen bereits zu Beginn eine Bulk-Fill-Komposit-Schicht und wurden lediglich je nach Gruppe mit einer unterschiedlich dicken Restschicht von „Venus® Diamond“ A2 aufgefüllt. Die Gruppen 6, 7, 8 beinhalteten nur das Universalkomposit und wurden lediglich unterschiedlich gefüllt. Auch hier ist die Gestaltung der Füllungen der Abbildung 10 im Kapitel 4.1 zu entnehmen. Nach der Applikation des Materials an die Kavitätenwände oder teilweise vorhandenen Kompositschichten, wurde das Material mithilfe der weiterhin genutzten LED-Polymerisationslampe 20 Sekunden lang gehärtet. Ab diesem Zeitpunkt der Untersuchung wurden die Zähne bis zur weiteren Bearbeitung in destilliertem Wasser eingelagert.

4.3.2 Erläuterung des Präzisionstrenners „IsoMet™ 1000“

Die „IsoMet™ 1000“ ist eine Präzisionssäge bzw. ein Präzisionstrenner der Firma Buehler (Esslingen, Deutschland). Das Gerät ist in der Lage jegliches Material durch Nutzung einer diamantierten Trennscheibe exakt zu trennen. Besonders für ein sprödes Material, wie das Dentin eignet sich dieser Trenner sehr gut. Dank des gewichtsbelastenden Vorschubs verhindert er eine Verformung der Probe und mit einer Drehzahl von 100-975 U/Min trennt er hochwertig. Das Vorgehen an dem Präzisionstrenner sieht folgendermaßen aus: die Proben werden zuerst auf eine Spannvorrichtung angebracht, diese wird wiederum auf den Probearm befestigt. Mithilfe eines Handrads kann die Probe dann genau positioniert und die Trennparametereinstellung auf der LED-Anzeige verfolgt werden. Durch die Einstellung der Gewichtsbelastung wird die Probe dank der Schwerkraft auf das Sägeblatt bewegt. Der Präzisionstrenner arbeitet hierbei unter Dauerkühlung mit dem Präparat „Cool 2“. Während des Sägevorgangs dient die Plexiglas-Abdeckung als Schutz vor Spritzwasser und vor möglicher Schnittgefahr durch die Trennscheibe. Nach dem Trennvorgang werden die Proben in dem Auffangbehälter aufgefangen und können dann herausgenommen werden [65].

4.3.3 Sägen der Proben

Der nächste Verarbeitungsschritt bestand darin die Zähne zu Scheiben und die Scheiben zu Stäbchen zu sägen. Dazu diente die Präzisionssäge „IsoMet 1000™“. Zu Beginn wurde jeweils ein Zahn auf die Spannvorrichtung mittels eines Hartklebewachses gebracht und anschließend an den Probearm befestigt. Der Probearm wurde daraufhin so eingestellt, dass die Trennscheibe exakt die Grenze zwischen der Zahnhartsubstanz und dem Komposit traf. Nach der richtigen Einstellung der Probe sollte die Positionierung auf der LED-Anzeige numerisch auf null eingestellt werden. Vor dem Beginn des Sägevorgangs wurde die Gewichtsbelastung auf 150-200g festgelegt und die Drehzahl auf 150U/min eingestellt. Diese Parameter fanden sowohl für die Herstellung der Scheiben sowie auch der Stäbchen Verwendung. Nach dem ersten erfolgreichen Schnitt an der Komposit-Zahnhartsubstanzgrenze wurde der Probearm um 1,1mm in Richtung der zweiten Komposit-Zahnhartsubstanzgrenze verschoben und es fand ein neuer Schnitt statt. Dieses Prozedere wiederholte sich auch für das Sägen der Scheiben zu Stäbchen. Im Idealfall erhielt man am Ende des Sägevorgangs 4 Scheiben à 4 Stäbchen (Abbildung 12). Die Stäbchen wurden bis zum Mikrozug-Versuch in destilliertem Wasser gelagert.

4.4 Mikrozug-Untersuchung

Für die Bestimmung der Dentinhaftwerte wurde die Kleinlast-Prüfmaschine MTD-500 der Firma SD Mechatronik (Feldkirchen-Westerham, Deutschland) verwendet. Diese eignet sich unter anderem für klassische Zug- und Druckverfahren mit einer Brucherkennung bei zyklischer Belastung und wurde deshalb auch für diesen Versuch hinzugezogen. In diesem Versuch soll die Kraft, mit welcher der Bruch zwischen dem Dentin- und dem Kompositanteil zustande kam, ermittelt und in einem Diagramm verbildlicht werden [78].

Zu Beginn des Versuches wurden die Probestäbchen mithilfe einer Schieblehre abgemessen (Länge x Breite) und mithilfe eines Sekundenklebers an zwei Probenhalter befestigt. Durch die Schrumpfung des Klebers entstand somit bereits vor dem Beginn des Versuches ein bestimmter Zug auf das Stäbchen, welcher von der Maschine registriert und im Diagramm gekennzeichnet wurde (Abb. 14, A). Besondere Vorsicht galt bei dem Auftragen des Klebers, da die Verbindungsstelle zwischen Komposit und Dentin nicht verunreinigt bzw. verklebt werden durfte. Die Einstellungen der Maschine beinhalteten die Verfahrensgeschwindigkeit von 1mm pro Minute und eine Maximalkraft von 50N. Danach durfte der Versuch bis zum Bruch des Stäbchens ablaufen. Nun musste man die Differenz zwischen der entstandenen Kraft am Zeitpunkt des Bruches (Abb. 14, B) und der anfänglichen Kraft (Abb. 14, A), die durch die Klebung ausgelöst wurde, betrachten. Sie zeigt die eigentliche Kraft an, die zu dem Bruch führte.

Die Abmessung der Probestäbchen diente dazu die Klebefläche zu ermitteln, um folglich aus ihr und der Bruchkraft einen Quotienten für die Dentinhaftung in MPa zu berechnen ($1\text{N/mm}^2 = 1\text{MPa}$).

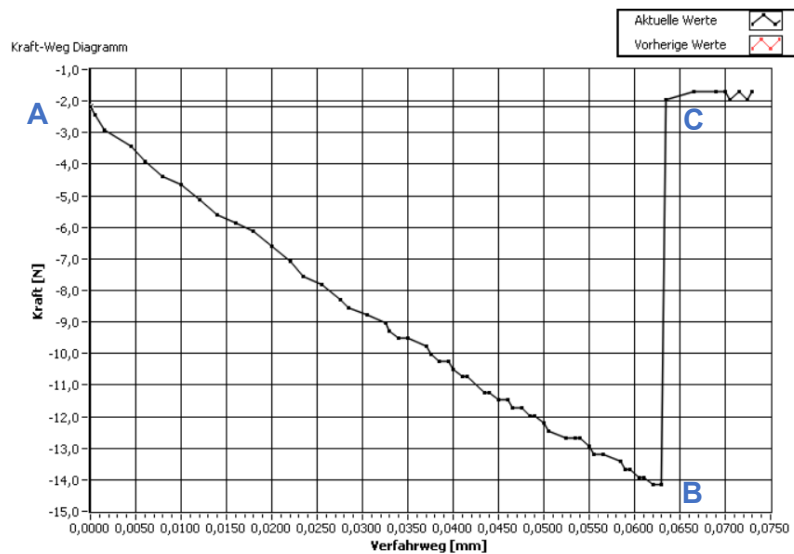


Abbildung 14: Kraft-Weg-Diagramm; Stäbchen aus Gruppe 7. A: Grundspannung zu Beginn des Versuchs. B: Kraft zum Zeitpunkt des Bruchs. C: Grundspannung am Ende des Versuchs

4.5 REM-Untersuchung

Nach Beendigung des Mikrozug-Verfahrens (Microtensile-Verfahren) wurden die erfolgreich gebrochenen Stäbchen, sprich Stäbchen, bei denen der Bruch genau an der Komposit-Dentin-Grenze stattfand, auf einen Stiftprobenteller mit einem Durchmesser von 12,5mm (Stiftprobenteller 12,5mm, Plano GmbH, Wetzlar, Deutschland) mit Komposit befestigt und mit einer Suspension aus sehr feinen, flüssigen Kohlenstoffteilchen (Leit-C nach Göcke, Plano GmbH, Wetzlar, Deutschland) zur Herstellung leitfähiger Klebestellen zwischen der Probe und dem Probenteller bestrichen. Die viele Jahre lang verwendete plastische Haftmasse mit einer elektrischen Leitfähigkeit Leit-C-Plast der Firma Plano wurde aufgrund von zunehmenden Temperaturen im REM und der Gefahr eines Positionsverlustes der Stäbchen in der Knetmasse durch Komposit, das nach seiner Aushärtung die Position der Stäbchen beibehält, ersetzt. Hierbei spielte die Art und der Hersteller des Komposits keine Rolle. Die fertigen Probenteller samt den Proben wurden im letzten Schritt mit einer Palladium-Gold-Legierung besputtert (Edwards Sputter Coater S150B, Ilbenstadt) und bekamen so eine sehr feine, elektrisch leitende Schicht für die REM-Untersuchung [90]. Die genaue REM-Untersuchung der Bruchflächen fand mithilfe des Rasterelektronenmikroskops Phenom (Thermo Fisher Scientific, Eindhoven, Niederlande) statt. Die Bilder wurden zwischen 250-fach und 1000-fach vergrößert, je nach Besonderheiten und Auffälligkeiten.

5 Ergebnisse

5.1 Testverfahren

Für die aus dem Mikrozugverfahren entstandenen Daten wurde das Statistikprogramm SPSS der Firma IBM (Chicago, Illinois, USA) für das Betriebssystem Windows verwendet. Die Abkürzung SPSS steht heutzutage für "Statistical Product and Service Solution" [113]. Zusätzlich zur Erstellung von graphischen Diagrammen wurde das Programm Excel® hinzugezogen.

Kolmogorov-Smirnov-Test & Shapiro-Wilk-Test

Vor der Ermittlung des Mittelwertes sowie der Standardabweichung der jeweiligen Versuchsgruppen, wurden die Messwerte innerhalb der Gruppe mit Hilfe des Kolmogorov-Smirnov-Tests (KS-Test) und des Shapiro-Wilk-Tests verglichen. Hierbei wird die Normalverteilung der Ergebnisse überprüft. Trifft die Normalverteilung auf die Messwerte zu, wendet man die einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA-Testverfahren) an, um nun die berechneten Mittelwerte aller Gruppen miteinander zu vergleichen. Weichen die Messwerte von der Normalverteilung jedoch ab, muss auf weitere Testverfahren zurückgegriffen werden [22].

Mann-Whitney-U-Test

Dazu eignen sich nicht-parametrische Testverfahren, wie beispielsweise der Mann-Whitney-U-Test (U-Test), die zwei voneinander unabhängigen Gruppen auf einen signifikanten Unterschied überprüft [22, 26].

Bonferroni-Holm-Korrektur

Um ein signifikantes Ergebnis zu bekommen, sprich einen p-Wert unter 0.05, muss der Fehler erster Art auf ein Minimum begrenzt werden. Ein Fehler erster Art entsteht immer dann, wenn die Nullhypothese fälschlicherweise zurückgewiesen wird. Um dies zu verhindern, muss der Alphafehlerkummulierung, die mit steigender Anzahl der durchgeführten Tests entsteht, entgegengewirkt werden. Hierbei verspricht die Bonferroni-Holm-Korrektur, dass die Gesamtwahrscheinlichkeit einen Fehler erster Art zu begehen unter 5% bleibt. Nach der Korrektur können die Versuchsgruppen miteinander verglichen werden [12, 54, 55].

5.2 Quantitative Auswertung

Wie in Kapitel 4 beschrieben, sollten im Optimalfall 16 Stäbchen pro Zahn, somit 80 Stäbchen pro Gruppe entstanden sein. Die volle Anzahl der Stäbchen konnte jedoch nicht erreicht werden, da bereits beim Sägen der Scheiben sich vereinzelt ganze „Kompositblöcke“ ablösten. Diese Scheiben wurden in weiteren Schritten nicht weiterverarbeitet, allerdings in der statistischen Auswertung (0 MPa) mitberücksichtigt. Auch alle Stäbchen, die bereits beim Sägen kaputtgingen, wurden notiert (Abbildung 16). Ein weiterer Schwund der Stäbchen war beim Mikrozugverfahren feststellbar (Abbildung 15). Hierbei konnte beispielsweise aufgrund von Verklebung der Verbindungstelle kein Bruch erzeugt werden.

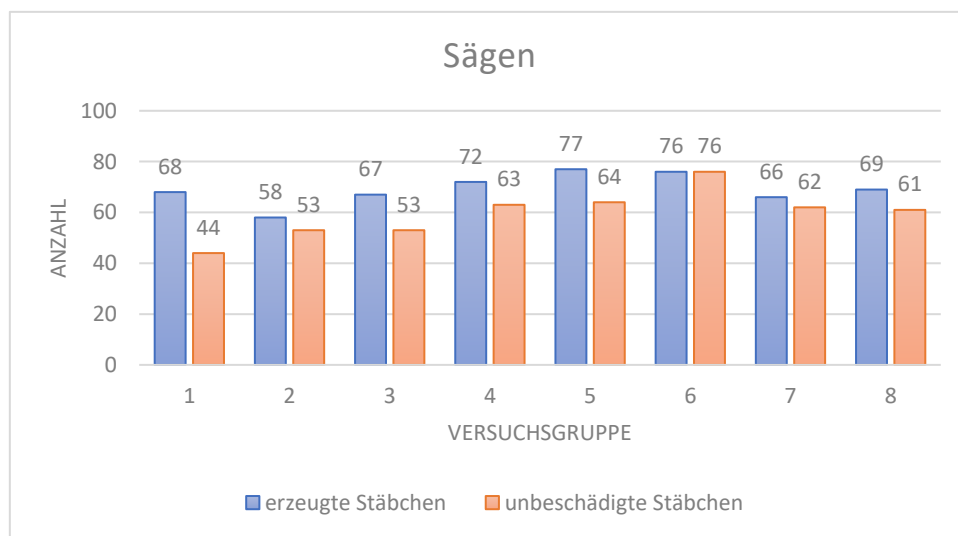


Abbildung 16: Veranschaulichung der Anzahl der gesägten Stäbchen. Die orangene Farbe zeigt die Stäbchen, die im weiteren Schritt gezogen wurden.

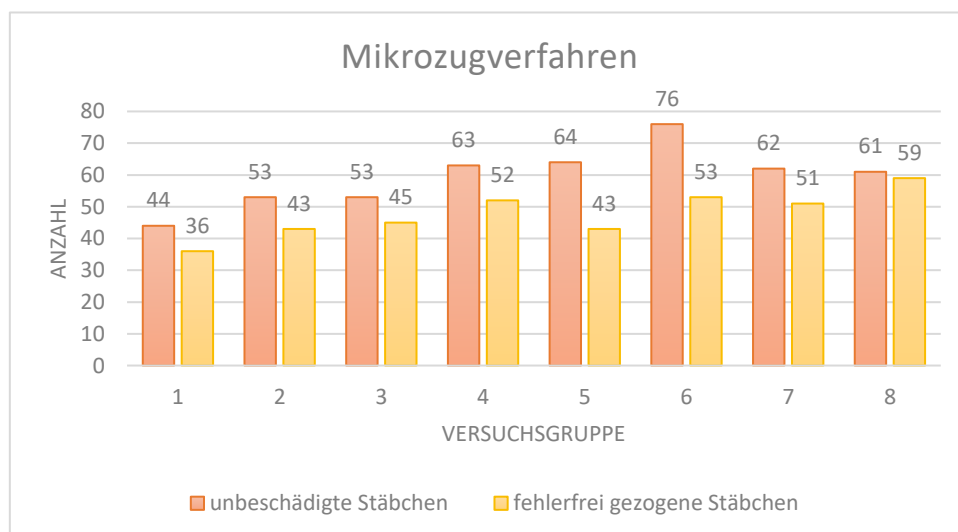


Abbildung 15: Veranschaulichung der Anzahl der gezogenen Stäbchen. Die gelbe Farbe zeigt die Stäbchen an, die mikroskopisch untersucht und am Ende ausgewertet wurden.

Gruppe	Gesägte Stäbchen [n]	Unbeschädigte Stäbchen [n]	Gemessene Stäbchen [n]	Gemessene / gesägte Stäbchen [%]
1: Filtek One Bulk-Fill	68	44	36	52,9
2: Filtek-One 2S	58	53	43	74,1
3: Filtek-One 3mm+Venus	67	53	45	67,2
4: Filtek-One 2mm+Venus	72	63	52	72,2
5: Filtek-One 1mm+Ven.2S	77	64	43	55,8
6: Venus 1mm S	76	76	53	69,7
7: Venus 2mm S	66	62	51	77,3
8: Venus Bulk- Fill	69	61	59	85,5

Abbildung 17: Quantitative Auswertung der Stäbchen in Tabellenform

Die statistische Auswertung der Versuchsgruppen wird anhand von deren Mittelwerten, Standardabweichungen und statistischen Subgruppen (A, B) mit signifikanten Unterschieden in folgender Tabelle dargestellt.

Gruppe	Mittelwert (MPa)	Standardabweichung (MPa)	Subgruppe
1: Filtek One Bulk-Fill	14,2	5,4	B
2: Filtek One 2S	16,8	3,9	A
3: Filtek One 3mm+Venus	14,0	4,3	B
4: Filtek One 2mm+Venus	17,2	5,5	A
5: Filtek One 1mm+Ven.2S	18,3	4,8	A
6: Venus 1mm Ink	18,5	5,0	A
7: Venus 2mm Ink	18,0	4,9	A
8: Venus Bulk-Fill	15,2	5,6	B

Abbildung 18: Quantitative Auswertung der Messwerte

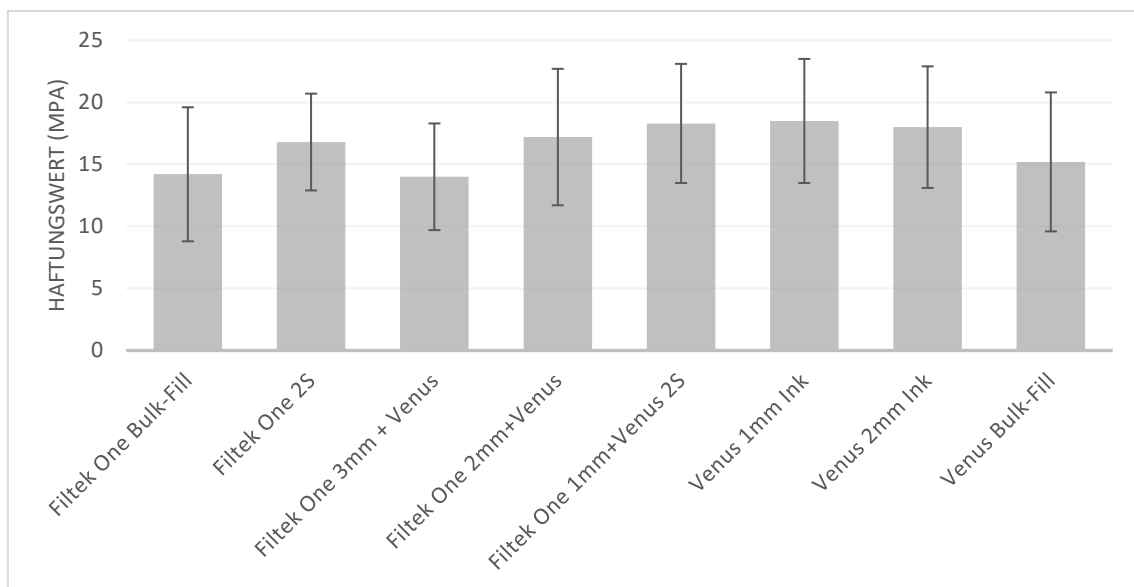


Abbildung 19: Durchschnittliche Haftungswerte aller Gruppen

5.3 Qualitative-Auswertung (REM-Auswertung)

Die Besonderheiten und Auffälligkeiten der Flächen nach dem Mikrotensile-Versuch unterscheiden sich in den Bruchverläufen bzw. Bruchmöglichkeiten. So beschreibt die Gruppe von Scherrer um das Jahr 2010 herum 6 Bruchmöglichkeiten [103]. Die Brüche (a) und (b) werden als „kohäsive Brüche“ beschrieben. Sie ereignen sich entweder vollständig in Dentin oder vollständig in Komposit. Unter einem „adhäsiven Bruch“ werden die Abbildungen (c) und (d) verstanden. Hierbei ist der Frakturspalt an der Grenze von Dentin bzw. von Komposit zu Adhäsiv sichtbar. Die Abbildungen (e) und (f) werden unter der Bezeichnung „gemischte Brüche“ (kohäsiv-adhäsiv) zusammengefasst und zeichnen sich durch eine Fraktur sowohl in Dentin als auch in Komposit sowie in Adhäsiv aus. Dabei können die Dentin- bzw. Kompositfreilegungen in ihrer Größe und Form variieren [4, 29, 103].

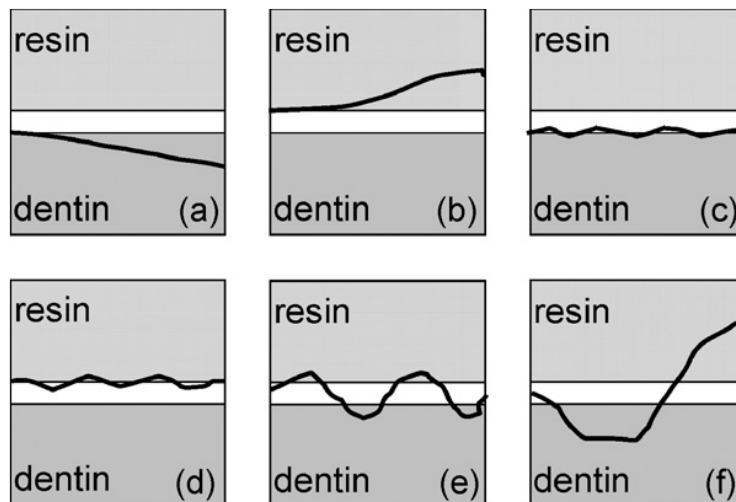


Abbildung 20: Bruchvariationen nach Scherrer et al. (2009): (a) kohäsiver Bruch in Dentin (b) kohäsiver Bruch in Komposit (c) adhäsiver Bruch an der Dentin-Adhäsiv-Grenze (d) adhäsiver Bruch an der Komposit-Adhäsiv-Grenze (e) & (f) gemischter Bruch [99]

5.4 Vergleich der Gruppen 1 und 2 (Filtek™ One)

Vergleicht man die beiden Versuchsgruppen, die zwar unterschiedlich, jedoch mit demselben Material, sprich Filtek™ One, gefüllt wurden, so stellt man einen gravierenden Unterschied in der Haftkraft fest. Die 1. Gruppe (Bulk-Fill-Füllung) weist eine Dentinhaftung von $\bar{x}=14,2$ MPa, SD=5,4, wohingegen die 2. Gruppe (2-Schichten-Füllung) eine signifikant höhere Haftung ($p<0.05$) von $\bar{x}=16,8$ MPa, SD=3,9 aufzeigt.

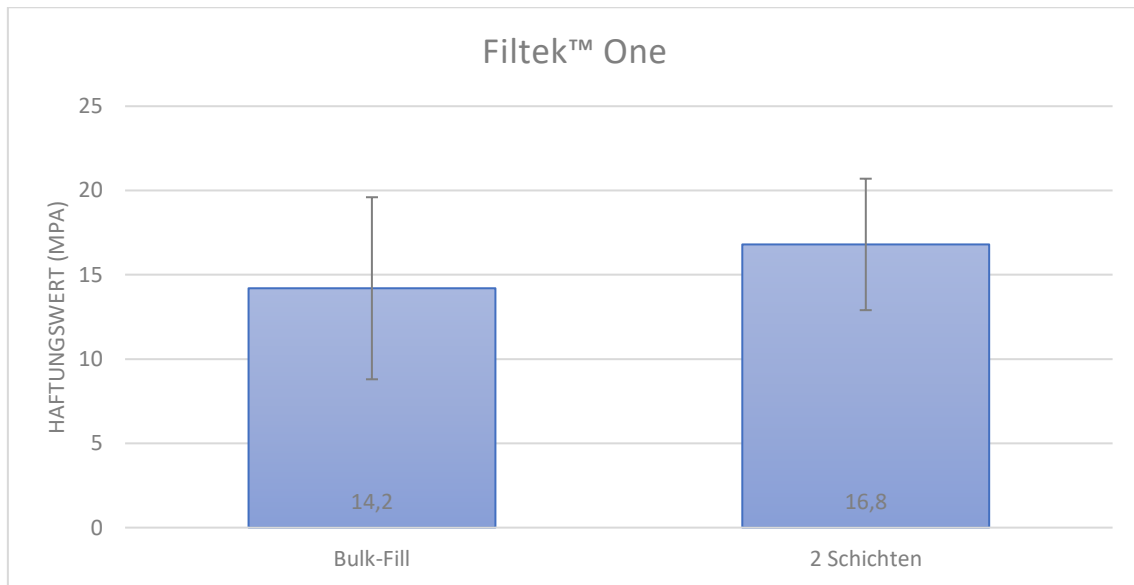


Abbildung 21: Vergleich der Filtek™ One-Gruppen bei unterschiedlichen Schichttechniken

Unter dem Rasterelektronenmikroskop lassen sich unter den Bulk-Fill-Stäbchen (1. Versuchsgruppe) vermehrt adhäsive Brüche, gefolgt von einzelnen gemischten Brüchen, erkennen. Die meisten adhäsiven Frakturen sind an der Komposit-Adhäsiv-Grenze sichtbar.

In dem Feld der 2-Schichten-Füllungen (2. Versuchsgruppe) sind alle Bruchgruppen vertreten. Adhäsive Brüche kommen jedoch am häufigsten vor, wobei beide Frakturarten dieser Gruppe ähnlich häufig zu sehen sind. Auch gemischte Frakturen sind erkennbar sowie ein kohäsiver Bruch.

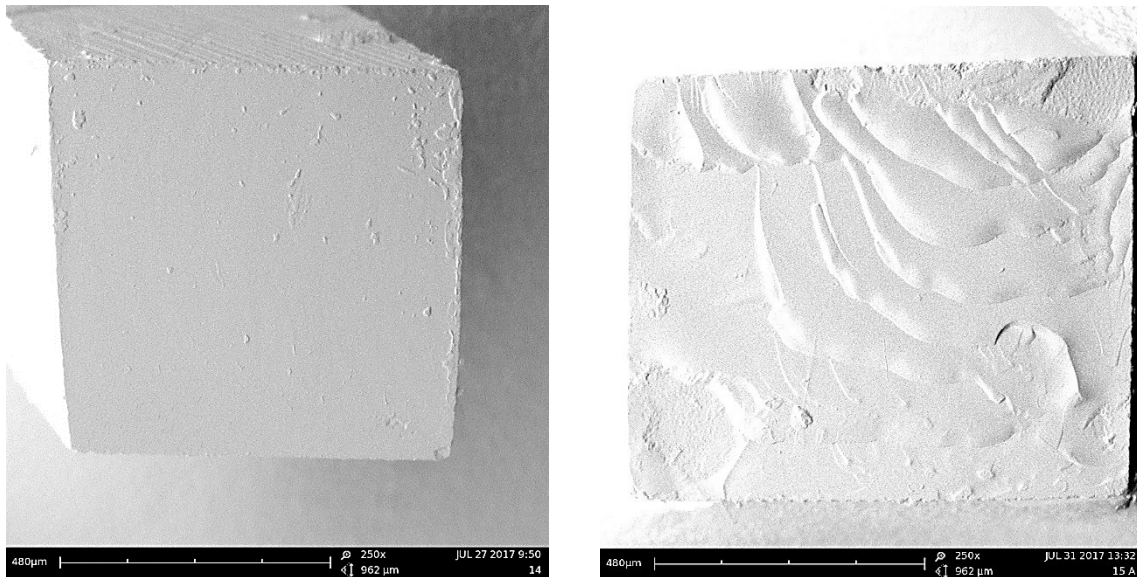


Abbildung 22: 2 Stäbchen aus 1. Versuchsgruppe bei 250-facher Vergrößerung. Linkes Bild: adhäsiver Bruch an der Komposit-Adhäsiv-Grenze; rechtes Bild: adhäsiver Bruch an der Dentin-Adhäsiv-Grenze

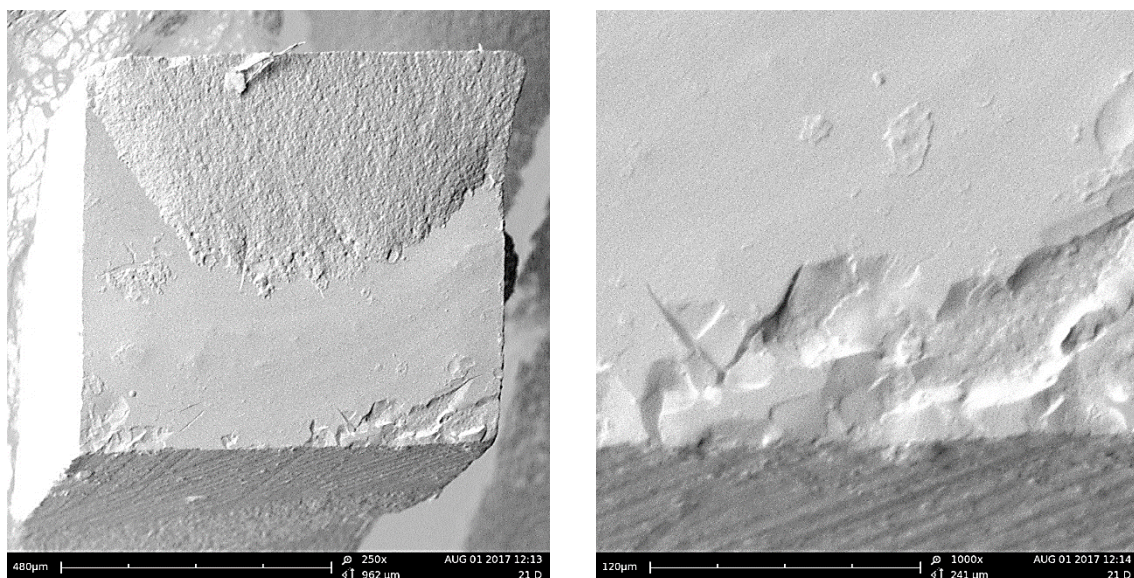


Abbildung 23: Stäbchen aus 2. Versuchsgruppe - gemischter Bruch. Linkes Bild: 250-fache Vergrößerung, deutlich erkennbare Kompositauflagerungen oben, sowie Ausrisse an den Dentinkanälen unten rechts. Rechtes Bild: Dentinkanäle bei 1000-facher Vergrößerung.

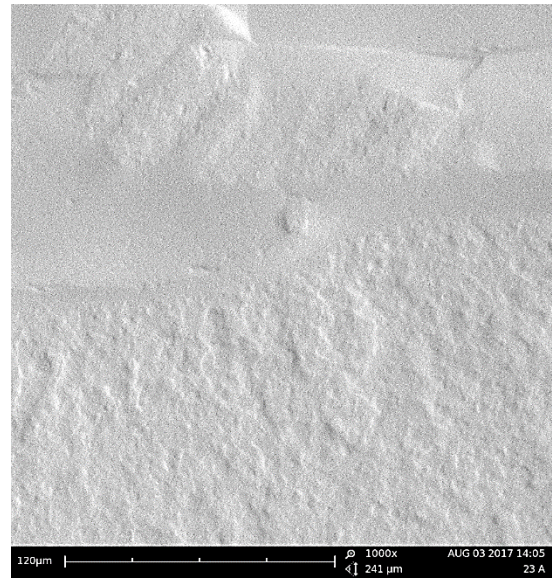
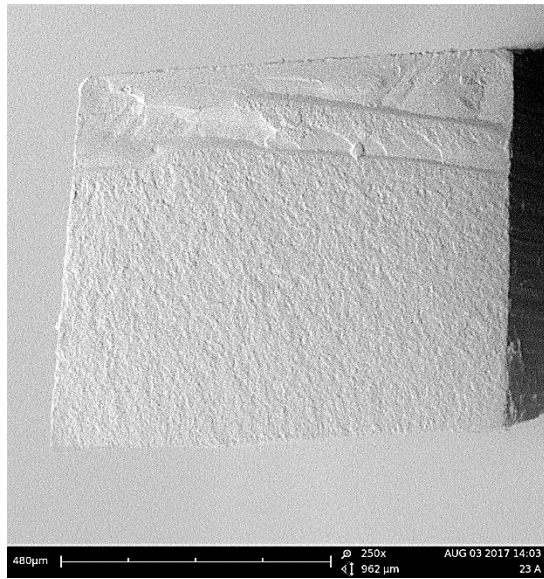


Abbildung 24: Stäbchen aus 2. Versuchsgruppe, vermehrt kohäsiver Bruch, keine sichtbaren Dentinkanälchen. Linkes Bild: 250-fache Vergrößerung; rechtes Bild: 1000-fache Vergrößerung zur Verdeutlichung der fehlenden Dentinstruktur.

5.5 Vergleich der Gruppen 3, 4 und 5 (Filtek™ One & Venus®)

Die Versuchsgruppen 3, 4 und 5 stellen Mischgruppen dar. Die signifikant geringste Dentinhaftung ($p < 0.05$) in diesem Vergleich weist die 3. Gruppe (3mm Filtek™ One, Restschicht Venus®) mit $\bar{x} = 14,0$ MPa, SD 4,3 auf. Die 4. (2mm Filtek™ One, Restschicht Venus®) und 5. Gruppe (1mm Filtek™ One, 2 Schichten Venus®) zeigen mit $\bar{x} = 17,2$ MPa, SD=5,5 und $\bar{x} = 18,3$ MPa, SD=4,8 deutlich bessere Dentinhaftwerte.

Vergleicht man die 3. Gruppe mit der 1. Gruppe (Bulk-Fill Filtek™ One) so besteht kein signifikanter Unterschied ($p > 0.05$) zwischen beiden Gruppen.

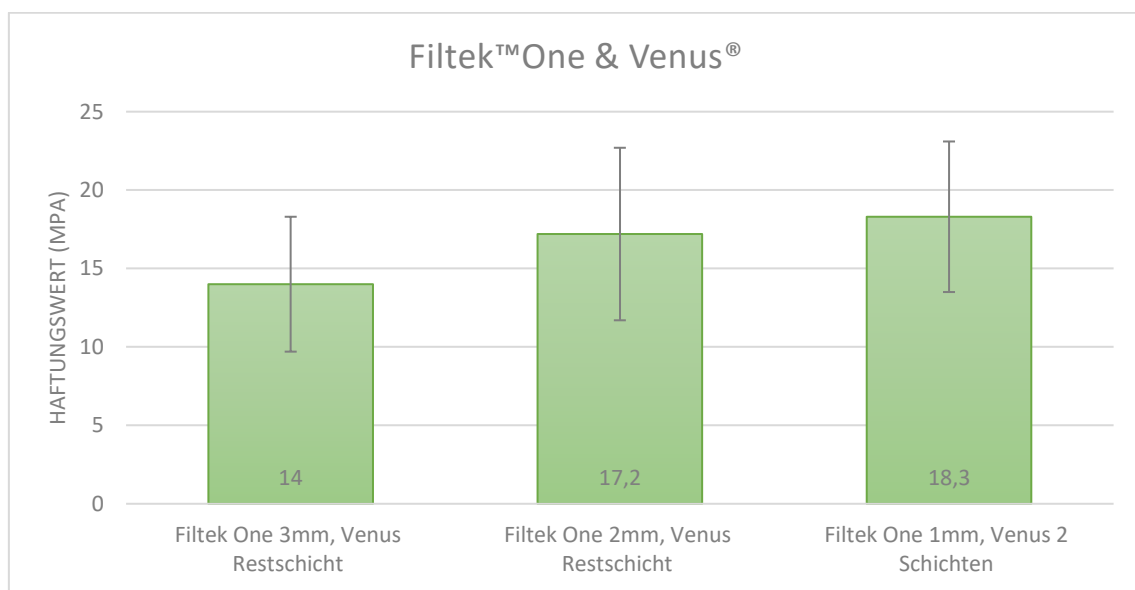


Abbildung 25: Vergleich der gemischten Gruppen – Filtek™ One und Venus® bei unterschiedlichen Schichttechniken

Die REM-Auswertungen für die 3. Versuchsgruppe zeigen, dass keine kohärenten Brüche stattgefunden haben. Die häufigsten Brüche hierbei sind die Brüche adhäsiver Art. Vereinzelt sind auch gemischte Brüche auffindbar. Bei der 4. Versuchsgruppe überwiegen die adhäsiven Brüche weiterhin. Gemischte Brüche nehmen jedoch zu, genauso wie kohärente Brüche. Ähnliches ist bei der 5. Versuchsgruppe zu beobachten. Auch hier sind die häufigsten Frakturen adhäsiver Struktur, allerdings sind die gemischten Frakturen deutlich häufiger zu sehen. Auch kohäsive Brüche sind vertreten.

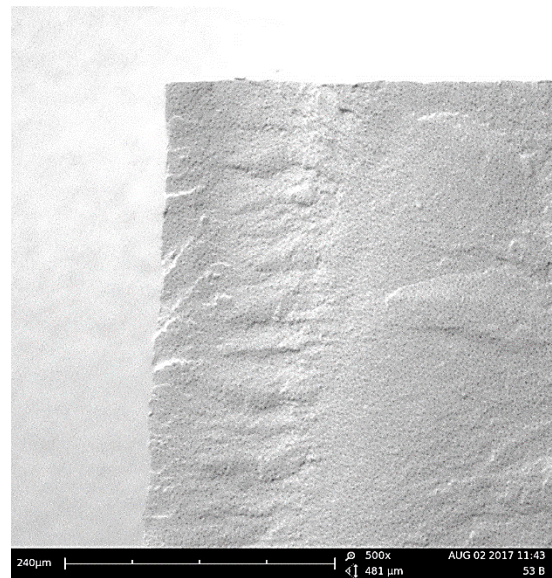
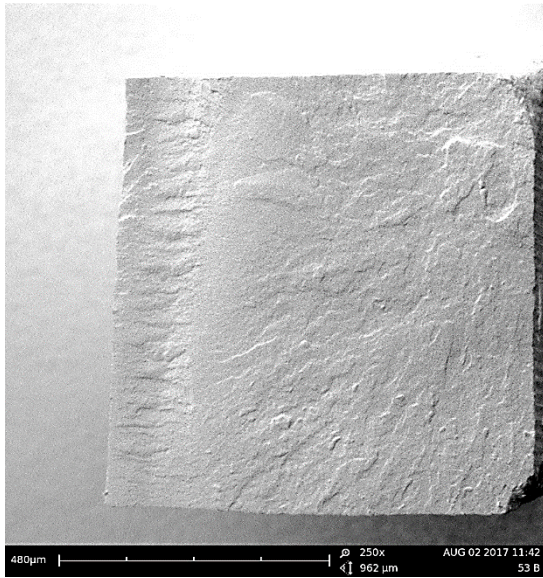


Abbildung 26: Stäbchen aus 5. Versuchsgruppe, kohäsiver Bruch in Dentin. Linkes Bild: 250-fache Vergrößerung; zahlreiche Ausrisse in reinem Dentin. Rechtes Bild: 500-fache Vergrößerung; sichtbar offene Dentintubuli.

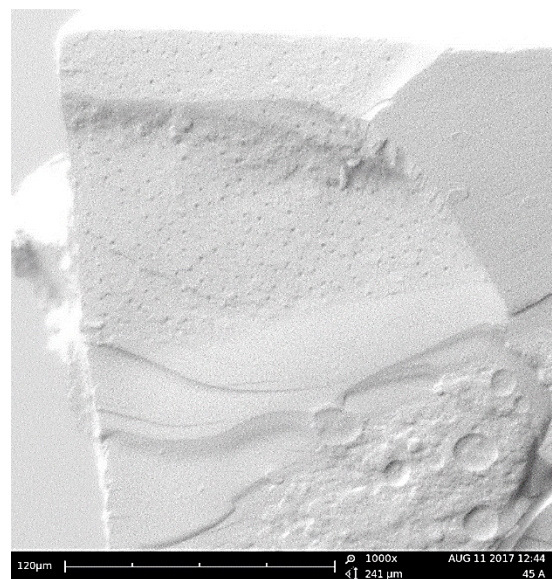
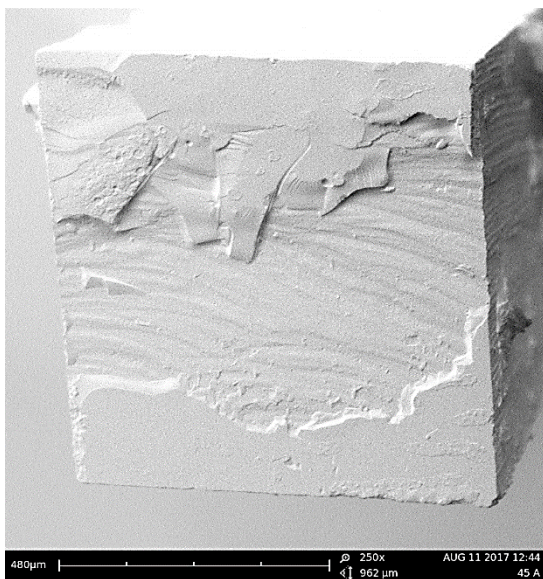


Abbildung 27: Stäbchen aus 4. Versuchsgruppe, gemischter Bruch. Linkes Bild: 250-fache Vergrößerung; Frakturen in Dentin und Komposit sichtbar. Rechtes Bild: 1000-fache Vergrößerung; linke obere Ecke des Stäbchens mit sichtbarer Dentinstruktur sowie strukturloser Kompositauflagerung

5.6 Vergleich der Gruppen 6, 7 und 8 (Venus®)

Im weiteren Vergleich werden diejenigen Versuchsgruppen dargestellt, die mit dem konventionellen Komposit „Venus® Diamond“ in verschiedenen Schichttechniken gefüllt wurden. Die nominell beste Dentinhaftung erreicht die 6. Versuchsgruppe (1mm-Inkrementefüllung) mit einem Wert von $\bar{x}=18,5$ MPa, SD=5,0. Diese Gruppe zeigt auch im Vergleich zu allen anderen Gruppen, in denen die Schichttechnik verwendet wurde, keinen signifikanten Unterschied ($p>0,05$). Mit einem Wert von $\bar{x}=18,0$ MPa, SD=4,9 ist die Dentinhaftung der 7. Versuchsgruppe (2mm-Inkrementefüllung) dicht hinter der 6. Gruppe. Den geringsten Dentinhaftwert in diesem Vergleich bildet die 8. Versuchsgruppe (Bulk-Fill-Füllung) mit $\bar{x}=15,2$ MPa, SD=5,6 ($p<0,05$).

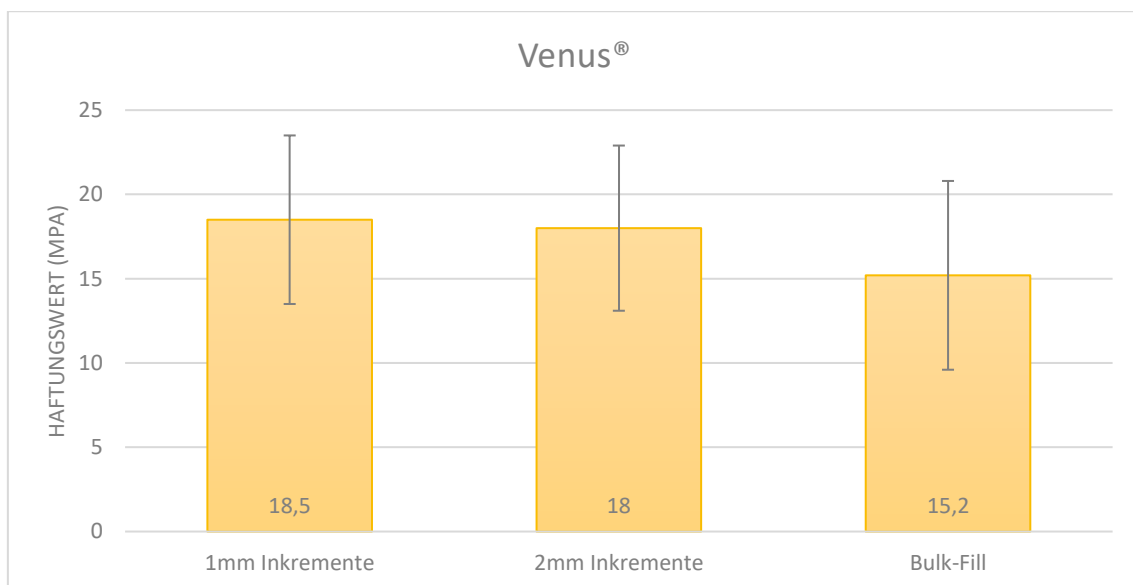


Abbildung 28: Vergleich der Venus®-Gruppen bei unterschiedlichen Schichttechniken

Die Auswertung der REM-Bilder zeigt eine enorme Zunahme der kohärenten sowie auch der gemischten Brüche für die 6. Versuchsgruppe. Diese Brüche stellen die häufigsten Frakturen dieser Gruppe dar. Seltener aufzufinden sind dagegen die adhäsiven Brüche. Die 7. Versuchsgruppe lässt gleichermaßen wenige adhäsive Brüche erkennen. Allerdings sind auch die kohäsiven Brüche vergleichbar häufig wie die adhäsiven Brüche auffindbar. Bei dieser Gruppe sind vermehrt, wie bei keiner anderen Gruppe, die gemischten Brüche vertreten. Die Gruppe der Bulk-Fill-Füllungen, also die 8. Versuchsgruppe, dominiert mit Frakturen adhäsiver Art. Teilweise lassen sich auch gemischte Brüche erkennen.

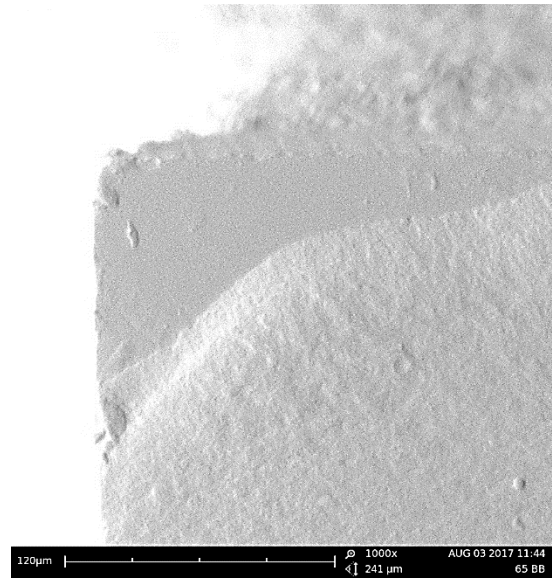
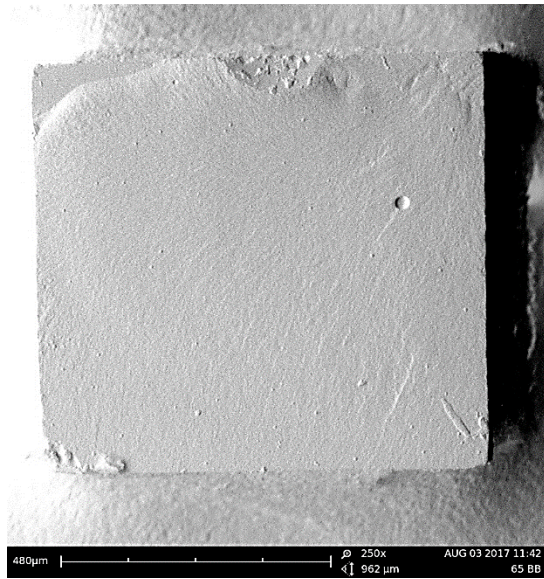


Abbildung 29: Stäbchen aus 6. Versuchsgruppe, kohäsiver Bruch in Komposit. Linkes Bild: 250-fache Vergrößerung; großflächiger Bruch in reinem Komposit. Rechtes Bild: 1000-fache Vergrößerung

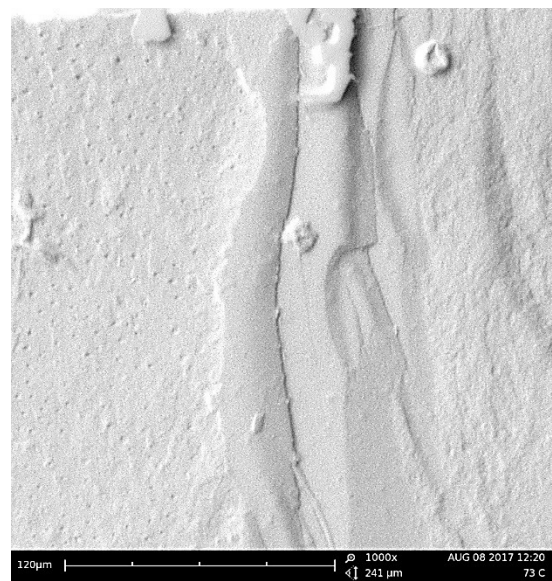
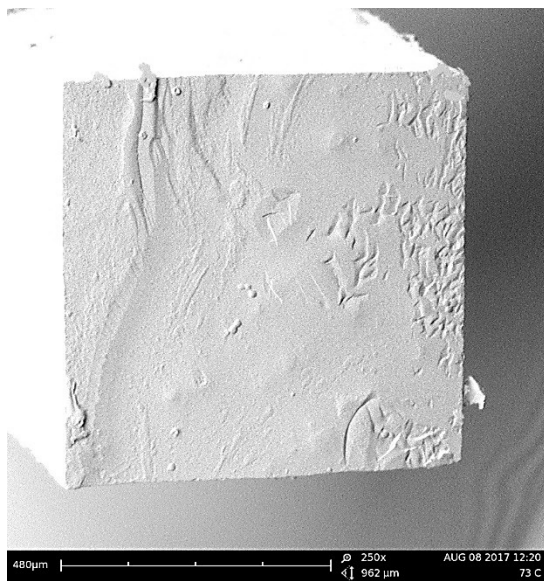


Abbildung 30: Stäbchen aus 7. Versuchsgruppe, gemischter Bruch. Linkes Bild: 250-fache Vergrößerung; sowohl Dentinausrisse, als auch Kompositauflagerungen sichtbar. Rechtes Bild: 1000-fache Vergrößerung; offene Dentintubuli links, Kompositauflagerungen rechts

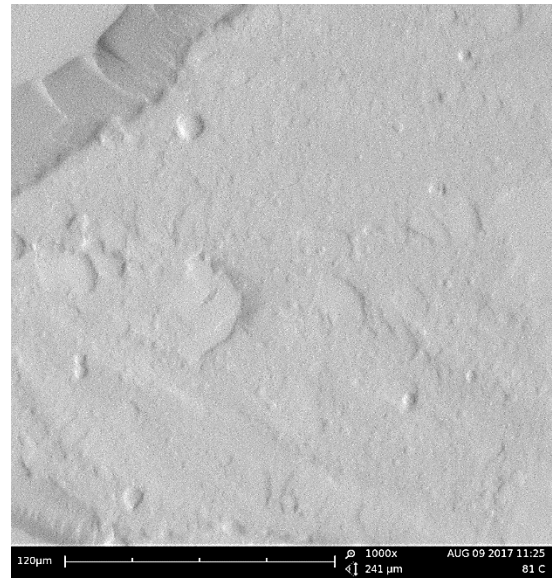
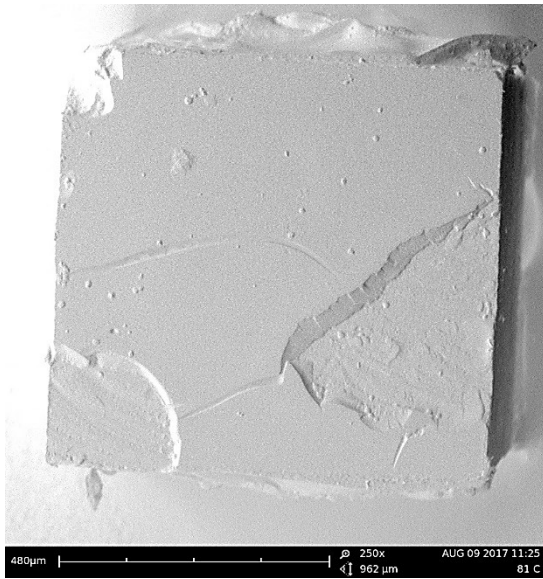


Abbildung 31: Stäbchen aus 8. Versuchsgruppe, adhäsiver Bruch an der Dentin-Adhäsiv-Grenze. Linkes Bild: 250-fache Vergrößerung; versiegelte Dentintubuli, Dentin-Adhäsivgrenze gut sichtbar. Rechtes Bild: 1000-fache Vergrößerung; versiegelte Dentintubuli.

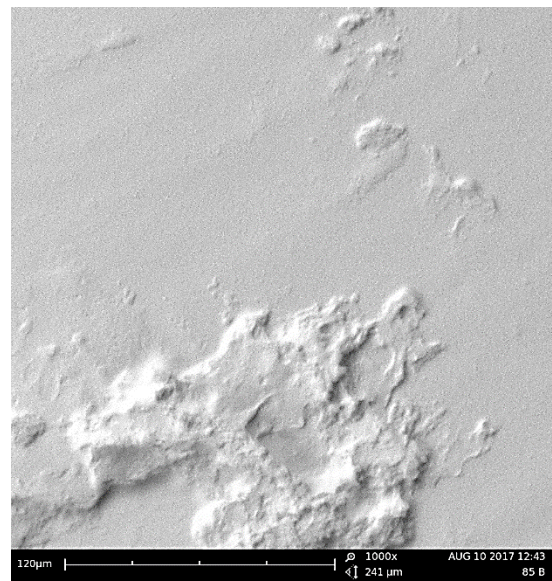
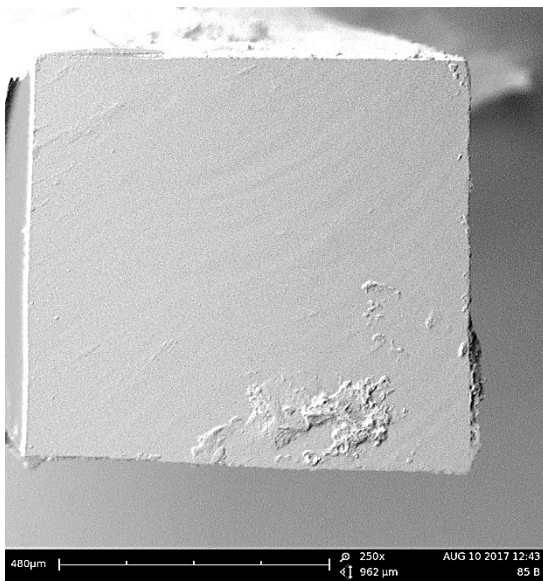


Abbildung 32: Stäbchen aus 8. Versuchsgruppe, adhäsiver Bruch an der Komposit-Adhäsiv-Grenze. Linkes Bild: 250-fache Vergrößerung; Kompositauflageung auf der Adhäsivschicht. Rechtes Bild: 1000-fache Vergrößerung; struktuloses Komposit auf dem Adhäsiv.

6 Diskussion

6.1 Entscheidung für In-Vitro-Studie

Ziel dieser Studie ist es, zwei Füllungsmaterialien miteinander zu vergleichen und zu analysieren. Dabei stellt sich die Frage welche Zahnwahl, welcher Zeitraum und welche Forschungsmethode am geeignetsten ist, um optimale und gut vergleichbare Ergebnisse zu erhalten. Für eine preiswerte und zeitlich besser abschätzbare Forschung sowie Schaffung gleicher Verhältnisse für jede einzelne Probe der untersuchten Zähne ist eine In-Vitro-Untersuchung die Methode erster Wahl. Hierbei kann das Material bei ähnlichen Bedingungen, wie bei einer In-Vivo-Untersuchung, erforscht und seine Verträglichkeit getestet werden ohne Rücksichtnahme auf das Patientenwohl [52, 87, 118]. Nach einer erfolgreichen In-Vitro-Studie kann in den folgenden Schritten eine In-Vivo-Untersuchung erfolgen. Die Zahnwahl fiel auf extrahierte, karies- und restaurationsfreie humane Weisheitszähne, deren Wurzelwachstum abgeschlossen sein sollte. Der Zeitpunkt der Extraktionen ist nicht bekannt und das biologische Alter der Zähne ist nicht bestimmbar. Somit ist die Vergleichbarkeit der Entwicklung der Mineralisation der Zähne nicht gegeben und muss vernachlässigt werden. Untersuchungen von dentalen Materialien können auch anhand von extrahierten bovinen Molaren erfolgen, wobei sich bovine Zahnhartsubstanzen, besonders das Dentin, von humanen unterscheiden können [27, 70, 94, 96].

6.1.1 Lagerungsmedium der Zähne

- Lagerungsmedium der unbehandelten Zähne: Natriumazidlösung
- Lagerungsmedium der präparierten Zähne: Natriumazidlösung
- Lagerungsmedium der gefüllten Zähne: destilliertes Wasser
- Lagerungsmedium der Stäbchen: destilliertes Wasser

Für die Lagerung der dritten Molaren wurden zwei Lösungen genutzt. Die unbehandelten genauso wie die präparierten Zähne wurden in einer Natriumazidlösung, bestehend aus einer 0,9%igen Kochsalzlösung vermengt mit 0,001% Natriumazid, gelagert. Das Natriumazid hat eine bakterizide und fungizide Wirkung. Zusammen mit der Kochsalzlösung, die die extrahierten Zähne vor dem Austrocknen schützen soll, bildet es das optimale Medium zu Lagerung [60, 101].

Dabei werden die Zahnhartstrukturen nicht beeinflusst, wie beispielsweise bei Lagerung in Formalin oder Thymol [60, 101, 106, 118].

Das Lagerungsmedium wurde nach Füllung und Verarbeitung der Zähne zu Stäbchen zu destilliertem Wasser geändert. Wie einige Untersuchungen zeigen, gibt es kaum signifikante Veränderung in Dentin bzw. Auswirkungen auf die Dentinhaftwerte bei Lagerung der Zähne in destilliertem Wasser [41, 47, 80, 106]. Zu Optimierung der Imitation der In-Vivo-Verhältnisse sowie zu Optimierung der Dentinhaftwerte wäre die Verwendung eines künstlichen Speichels denkbar [31].

6.1.2 Herstellung und Verarbeitung der Proben

6.1.2.1 Präparation und Anwendung der Materialien

Die 40 gesammelten Weisheitszähne bekamen eine Kastenpräparation der Klasse I nach Black. Wie schon erwähnt, war es wichtig kariesfreie sowie füllungsfreie Zähne aufzubereiten. Nur so konnte gewährleistet sein, dass die Strukturen der jeweiligen Zähne, sprich der Aufbau des Dentins und des Schmelzes, sich in ihrer Form ähneln [47, 79].

Die Größe des Kastens betrug 5mm Breite, 5mm Länge und 4mm Höhe. Der physiologische Aufbau, besonders bei jungen, frisch eruptierten Zähnen, erlaubt oft keine tiefe Präparation, weswegen eine Tiefe von 5mm nicht bei jedem Zahn möglich gewesen wäre. Der Aufbau des Dentins unterscheidet sich von seiner Lokalisation. So muss man die zunehmende Anzahl der Tubuli sowie deren zunehmendes Volumen bei pulpanahem Dentin bedenken. Mit der zunehmenden Tiefe der Präparation wird die Permeabilität in den Tubuli gesteigert. Studien konnten aufzeigen, dass durch eine erhöhte Permeabilität und Wasseraufnahme in den Dentintubuli die Haftwerte abnehmen [76, 79, 86, 88, 89]. Obwohl die Einhaltung der Vergleichbarkeit der Dentinhaftwerte nur anhand von kariesfreiem Dentin garantiert werden kann, wird jedoch hierbei die Signifikanz in Bezug auf den In-Vivo-Vergleich vermindert. Im Praxisalltag werden überwiegend kariöse Läsionen mithilfe von Füllungen oder Restaurationen repariert. Also kommt das Adhäsiv mit einem Dentin in Berührung, welches von Karies betroffen war. Die Dentinhaftwerte sind in einem kariesvorbelasteten Zahn schlechter gewesen als in einem gesunden, kariesfreien Zahn [86, 89]. Im weiteren Schritt wurden die Zähne randomisiert in 8 Gruppen à 5 Zähne aufgeteilt. Das verwendete Adhäsiv war das Universaladhäsiv „Prime & Bond active“ der Firma Dentsply Sirona. Da für die Untersuchungen der Dentinhaftwerte eine sehr gute Schmelzhaftung vernachlässigt werden konnte, war ein Verzicht auf die Anwendung

eines Ätzgels ersichtlich [11, 19]. Das Adhäsiv wurde nach Anleitung und unter Einhaltung der vorgegebenen Zeiten auf die präparierten Dentinflächen aufgetragen. Im Anschluss erfolgte die Polymerisation wieder unter Einhaltung der vorgegebenen Zeit. Sowohl das konventionelle Komposit „Venus® Diamond“ als auch das Bulk-Fill-Komposit „Filtek™ One“ wurden in der Farbe A2 ausgewählt. Dadurch ist die Vergleichbarkeit der Proben hinsichtlich der Farbe auch gegeben. Beide Komposite wurden in die Zähne der jeweiligen Gruppen gefüllt und nach Herstellerangaben polymerisiert. Hilfsutensilien waren unter anderem eine Stoppuhr und eine Millimetersonde.

6.1.2.2 Sägen der Proben

Die fertiggestellten Zahnproben wurden im nächsten Schritt mit einer Präzisionssäge zu Proben in Form eines Stäbchens verarbeitet. Laut einer Studie von Betamar et al. (2007) ist die Form einer Probe für die Aussagekraft der Dentinhaftung irrelevant [8, 13]. Die Dentinhaftfläche aller Stäbchen belief sich auf jeweils unter 1mm². Eine so kleine Fläche stellt einen guten Vergleich zu den realistischen Bedingungen im Alltag dar. Heutzutage wird vermehrt minimalinvasiv behandelt, sodass Füllungen öfter klein gestaltet werden können, da sie in die Kavität geklebt werden. Auch können kleine Reparaturen an Füllungen oder Restaurationen minimalextensiv stattfinden [85, 92, 100, 102].

Bei diesem Schritt kam es, besonders in den ersten 3 Gruppen, zu vorzeitigen Brüchen der Stäbchen während des Vorgangs. Deshalb spricht man hierbei von „Pretest Failures“. Diese Fehler, die vor dem eigentlichen Test passieren, können beispielsweise aufgrund von insuffizienten Verbindungen zwischen Adhäsiv und Dentin oder Komposit begünstigt werden [115]. Auch der leichte Druck, der durch das Gewicht von 150-200g ausgeübt wird, und die Berührung des Sägeblatts mit den Zahnflächen kann kleine Risse oder Mikrobrüche in den Proben verursachen. Diese Risse oder Mikrobrüche können dann zu einem vorzeitigen Bruch führen [20, 103, 115]. Die „Pretest-Failures“ wurden nach dem Vorgang zwar aussortiert, jedoch in der statistischen Auswertung mitberücksichtigt. Deren Dentinhaftwert wurde jeweils mit 0 MPa ausgewertet. Die Berücksichtigung der „Pretest-Failures“ führt zu einer Steigerung der Standardabweichung. Nichtsdestotrotz fließen auf diese Art und Weise alle Proben in die Statistik ein.

6.1.2.3 Mikrozugversuch

Die Testung des Verbundes zwischen Dentin, Adhäsiv und Komposit wurde in einem Mikrozugversuch mit Hilfe einer Kleinlast-Prüfmaschine durchgeführt. Für die Bestimmung der Dentinhaftwerte eignet sich diese Versuchsart am besten, da sie gut rekonstruierbar, für alle Proben gleich anwendbar und mit wenig Aufwand in allen voneinander unabhängigen Laboren umsetzbar ist. Auch können mehrere Proben aus einem einzigen Zahn gewonnen werden, wodurch die Fehleranfälligkeit minimiert wird und die Ergebnisse miteinander besser vergleichbar sind [8, 83, 85, 102]. Im Laufe der Jahre wurde der Mikrozugversuch die Testmethode der Wahl und ließ den Makrozugversuch hinter sich. Die Ergebnisse der Makrozugtestungen ergaben viele kohäsive Risse und viele Spannungen innerhalb der Proben. Diese Fehlerquellen konnten durch das Mikrozugverfahren umgangen werden [86, 100, 102, 103, 114].

Sowohl bei der Herstellung der Proben als auch bei der Zug-Testung kam es zu „Pretest Failures“. Dabei handelte es sich vermehrt um Verklebungen zwischen der Dentinhaftfläche und dem Kleber, der zu Befestigung an den Probehaltern diente. Außerdem kam es zu vorzeitigen Brüchen während des Anbringens an die Probehalter, die nicht die Dentinhaftigkeit widerspiegeln würden [8]. Auch diese Proben wurden in der statistischen Auswertung mit 0 MPa ausgewertet.

Obwohl adhäsive oder gemischte Frakturen innerhalb der Stäbchen eine signifikante Aussagekraft zu Bewertung des adhäsiven Verbundes haben, so flossen auch die kohäsiven Brüche in die Auswertung mit hinein. Kohäsive Brüche finden entweder rein in Dentin oder Komposit statt und haben nur wenig Aussagekraft in Bezug auf den Dentinverbund. Trotzdem kann es auf der einen Seite bedeuten, dass der adhäsive Verbund zwischen Dentin und Komposit so stark war und das Dentin bzw. Komposit gleichzeitig so schwach, sodass die Fraktur nicht an der stärkeren Dentin-Adhäsiv-Fläche stattfinden konnte. Auf der anderen Seite jedoch kann der kohäsive Bruch durch Schwachstellen in Dentin oder Komposit, die beispielsweise bei der Probeherstellung entstanden sind, verursacht worden sein und ist deswegen kritisch zu bewerten [103, 115].

6.2 Ergebnisse

Alle 8 Gruppen bekamen jeweils unterschiedliche Füllungen bezüglich der Art der Schichttechnik oder des Füllmaterials. Zu Vereinfachungen werden sie folglich nach ihren Füllmaterialien aufgeteilt.

6.2.1 Filtek™-One Bulk-Fill

Die ersten beiden Gruppen bestehen aus dem reinen Bulk-Fill-Komposit 3M™ Filtek™ One unterteilt in verschiedene Schichttechniken. Die 1. Gruppe (Bulk-Fill) zeigt eine signifikant schwächere Dentinhaftung im Vergleich zu der 2. Gruppe (2 Schichten). Obwohl die 3. Gruppe (3mm Filtek™ One & Restschicht Venus®) erst im nächsten Abschnitt beschrieben werden sollte, so muss sie auch in diesem Vergleich Erwähnung finden, da sie den geringsten Mittelwert $\bar{x}=14,0$ MPa von allen Gruppen aufweist.

Da die niedrigsten Werte in Verbindung mit großen Füllmassen, die in einem Schritt inseriert werden, gebracht werden können, kommt die Frage auf, welche Gründe dies haben könnte. Auch wenn das Einfüllen des Füllungsmaterials nach Herstellerangaben passierte, genauso wie die Polymerisation der Füllungen, spielen trotzdem viele Variablen, wie Nähe der Polymerisationslampe, Belichtungszeit oder auch das Alter der Polymerisationslampe, eine Rolle. So könnten die Haftwerte mit längerer Belichtungszeit gesteigert werden [48, 97, 98, 119]. Die Arbeitsgruppe um Almeida Junior um das Jahr 2018 stellte fest, dass es in den meisten Klasse-I-Kavitäten, die in einem Schritt, also mit der Bulk-Fill-Technik, gefüllt wurden, zu einzelnen „Pretest Failures“ kam [5]. Diese Erkenntnis ist mit der Beobachtung in dieser Studie vergleichbar. Dabei kommt die Überlegung auf, ob die geringen Haftwerte und die „Pretest Failures“ mit dem Schrumpfstress korrelieren. Das Versprechen des Herstellers, das Bulk-Fill-Komposit habe eine geringe Schrumpfung und sei mit den konventionellen Kompositen vergleichbar, konnte in zahlreichen Studien jedoch bestätigt werden [1, 21, 73, 97, 98]. Ebenso konnte in der Studie von Almeida Junior et al. (2018) bewiesen werden, dass keine Verbindung zwischen der Polymerisationsschrumpfung und dem Dentinhaftwert besteht. Somit kann der schwache Verbund zwischen dem Dentinadhäsiv und dem Komposit möglicherweise an einer schlechten Adaptation liegen. Es ist oft schwer möglich die komplette Kavität fehlerfrei zu füllen, da man die tiefliegenden Bereiche schlecht einsehen oder korrigieren kann [5].

Han & Park et al. (2018) vermuten ebenfalls eine nichtausreichende Anzahl an Doppelbindungen zwischen dem Adhäsiv und dem Komposit bei Bulk-Fill-Füllungen. Zwar kann das Bulk-Fill-Material in sich selbst vollständig polymerisieren, schafft es aber nicht funktionierende Verbindungen zum Adhäsiv auszubilden. Es wird deshalb öfter empfohlen eine schmale Schicht am Kavitätenboden zu inserieren und darauffolgend stärkere Schichten des Bulk-Fill-Komposits aufzufüllen. Für eine optimale Dentinhaftung bei sowohl Material- als auch Fülltechnik-Unabhängigkeit empfiehlt die Arbeitsgruppe um Van Ende (2012) zudem ein Zwei-Schritt-Self-Etch- als ein Ein-Schritt-Self-Etch-Präparat [42, 48, 116].

6.2.2 Filtek™ One Bulk Fill & Venus®

Dieser Abschnitt stellt die Mischgruppen, bestehend aus beiden Füllungsmaterialien, dar. Auch wenn die dritte Gruppe (3mm Filtek™ One, Restschicht Venus®) bereits recht detailliert beschrieben wurde, wird sie auch in diesem Vergleich wichtig sein. Wie schon erwähnt zeigt die 3. Gruppe mit einem Haftwert von $\bar{x}=14,0$ MPa einen schwachen Verbund zwischen Adhäsiv, Dentin und Komposit. In der 4. Gruppe wurde die Füllstärke des Filtek™ One-Materials auf 2mm minimiert und ausgehärtet. Erst danach folgte die Restschicht des Venus®-Materials, wobei man bei einer Tiefenpräparation von 4mm auch von ungefähr 2mm Restschichtstärke ausgehen muss. Auch bei der 2. Gruppe minimierte sich die erste Schichtstärke des Filtek™ One auf 2mm, worauf wieder eine Restschicht, allerdings desselben Materials, folgte. Die 5. Gruppe (1mm Filtek™ One, 2 Schichten Venus®) demonstriert die nominell beste Dentinhaftung in dieser Vergleichsgruppe. Auch für diese Gruppe wurden die Schichtstärken der Komposite minimiert.

Die Ergebnisse verdeutlichen die Steigerung der Dentinhaftwerte mit abnehmender Schichtstärke der Füllungsmaterialien, unabhängig von der Verwendung unterschiedlicher Materialien bei einer Füllungskavität. Zu einem ähnlichen Ergebnis kam sowohl die Gruppe von Almeida Junior (2018) als auch die Gruppe von Han & Park (2018), die reine Bulk-Fill-Komposite bei unterschiedlichen Schichttechniken untersuchten. Dabei zeigten die Bulk-Fill-Komposite bessere Dentinhaftwerte bei der Verwendung der Inkrementtechnik als bei der Bulk-Fill-Technik [5, 48, 116]. Die Ergebnisse bestätigen ebenfalls die Empfehlung für die Füllschichtstärke von 2mm. Einen großen Einfluss auf die schlechte Polymerisationstiefe könnten die Farbpigmente, die Größe und die Dichte der Füllkörper haben. So deuten die Beobachtungen und die Ergebnisse darauf hin, dass sich das Bulk-Fill-Komposit Filtek™One in seinem Verhalten einem

konventionellen Komposit ähnelt. Diese Erkenntnisse dürfen jedoch nicht verallgemeinert und auf andere Bulk-Fill-Materialien übertragen werden [34, 42, 43].

6.2.3 Venus®

In dem letzten Vergleich sollen hauptsächlich die 6., 7. und 8. Gruppe analysiert werden. Bemerkenswerterweise fand eine Steigerung des Dentinhaftwertes in der 6. Gruppe statt, bei der die Kavitäten mit je 1mm-Inkrementen bis zum Okklusionniveau gefüllt wurden. Hierbei lag der Durchschnittshaftwert bei 18,5 MPa, somit vergleichbar nah an dem Wert der 5. Gruppe, die zu Erinnerung mit ähnlicher Technik gefüllt wurde (1mm Filtek™One, 2 Schichten Venus®). Die Dentinhaftung nahm anschließend bei der nachkommenden 7. Gruppe (2mm-Inkmente) ab und lag bei $\bar{x}=18,0$ MPa, die weiterhin für eine vergleichbar gute Haftung spricht. Das Schlusslicht der Venus®-Gruppen stellt die 8. Gruppe (Bulk-Fill-Füllung) dar. Auch diese Gruppe lässt sich ideal mit der 1. Gruppe ($\bar{x}=14,2$ MPa; $p>0.05$) vergleichen, bei der die Kavitäten auch mit der Bulk-Fill-Technik gefüllt wurden, allerdings mit dem Filtek™One-Material. Wenngleich das Venus®-Material nicht für Füllungsschichten von ca. 4mm ausgelegt ist, so ist die Dentinhaftung vergleichbar mit den 4mm-Bulk-Fill-Füllungen des Filtek™One-Materials.

Die Daten verdeutlichen nochmals die Überlegenheit der Schichttechnik mithilfe schmalere Inkmente. Auf der einen Seite ist das Einfüllen des Füllungsmaterials besser kontrollierbar bzw. verteilbar am Kavitätenboden, auf der anderen Seite können eventuell mehr Doppelbindungen mit dem Adhäsiv eingegangen werden, sodass das Komposit einen besseren Verbund zum Dentin erhält [5, 48]. In der 6. Gruppe kam es während des Mikrozugversuchs vereinzelt zu Brüchen zwischen den Inkrementen. Diese Frakturen flossen auch mit in die Auswertung. Die Abnahme der Stäbchenanzahl in dem Mikrozugversuch im Vergleich zu der Stäbchen-Ausbeute nach dem Sägevorgang ist jedoch vermehrt dem menschlichen Versagen zuzuschreiben, beispielsweise Verlusten während des Anbringens an die Probehalter oder Verlusten bei einem Rücktransport von den Probehaltern in das Lagerungsmedium. Die Brüche zwischen den Inkrementen, also in dem reinen Komposit, untermalen in dem Fall den stärkeren Dentin-Adhäsiv-Komposit-Verbund und können unter dem Elektronenmikroskop als kohäsive Brüche in reinem Komposit identifiziert werden. Dabei bleibt es unklar, ob es wegen Fehlern in der Kunststoffverbindung oder wegen viel stärkerer Dentinhaftung zu diesem Bruch kam [115]. Die Tatsache jedoch, dass es zu keinem Bruch an der Dentin-Komposit-Grenze kam, verdeutlicht trotzdem, dass eine viel höhere Kraft angewandt hätte werden müssen, um eine Beurteilung der

Dentinhaftung zu ermöglichen [103, 115]. Diese Kraft wird bei diesen Proben leider unbekannt bleiben.

Überraschenderweise gab es in der 8. Gruppe ($\bar{x}=15,2$ MPa) nominell gesehen einen besseren Dentinhaftverbund als in der 1. Gruppe ($\bar{x}=14,2$ MPa), deren Füllungsmaterial für Bulk-Fill-Füllungen ausgelegt ist. Statistisch gesehen gab es jedoch keinen signifikanten Unterschied zwischen diesen beiden Gruppen ($p>0.05$). Man könnte vermuten, dass das Venus®-Komposit, trotz der enormen Tiefe, es vereinzelt schaffte mehr Verbindung mit dem Adhäsiv aufzubauen als das Filtek™ One-Komposit. Natürlich sind auch hier die Wahl der Füllkörper oder der Pigmente für eine optimale Transmission des Polymerisationslichts entscheidend [21, 48, 49, 69].

6.3 Beantwortung der Fragestellungen

6.3.1 Wie stark ist der Verbund zwischen Dentin und dem Bulk-Fill-Komposit sowie zwischen Dentin und dem Universalkomposit mithilfe der Bulk-Fill-Fülltechnik?

Die Dentinhaftwerte für die jeweiligen Kunststoffe hinsichtlich der Bulk-Fill-Fülltechnik sind signifikant schlechter ($p<0.05$) als die Dentinhaftwerte für die jeweiligen Kunststoffe in der Verwendung der Inkrementtechnik. Die Kraft, die notwendig ist, um einen Bruch an der Dentin-Kunststoff-Grenze zu verursachen, beträgt für das Filtek™ One $\bar{x}=14,2$ MPa und für das Venus® $\bar{x}=15,2$ MPa. Somit erzielt das Universalkomposit in dieser Untersuchung einen leicht besseren Dentinverbund als das Bulk-Fill-Komposit. Beide Komposite weisen allerdings keinen signifikanten Unterschied zueinander auf ($p>0.05$).

6.3.2 Wie verhält sich der Verbund zwischen den Inkrementen desselben Materials?

Nur in den untersuchten Venus-Gruppen kam es vereinzelt zu Brüchen zwischen den Inkrementen. In den Filtek™ One-Gruppen konnten keine Inkrementbrüche beobachtet werden.

6.3.3 Wie verhält sich der Verbund zwischen den Inkrementen unterschiedlichen Materials?

Die Inkremente unterschiedlichen Materials kommen in den Mischgruppen, sprich in der 3., 4. und 5. Gruppe, vor. In diesen Gruppen waren keine Brüche zwischen den Inkrementen sichtbar. Der Verbund zwischen den Inkrementen unterschiedlichen Materials verhielt sich unauffällig stabil.

6.3.4 Hat die Verwendung der Inkrementtechnik beziehungsweise immer schmäler werdenden Inkrementeschichten bei dem Bulk-Fill-Komposit Auswirkungen auf den Komposit-Dentin-Verbund?

Die Verwendung der immer schmäler werdenden Inkrementeschichten bei dem Bulk-Fill-Komposit hat positive Auswirkungen auf den Komposit-Dentin-Verbund. Die Dentinhaftwerte steigen mit den schmäler werdenden Schichten unabhängig von der Durchmischung der Materialien innerhalb der Inkremente. Die Verwendung der Inkrementeschichttechnik für das untersuchte Bulk-Fill-Komposit ist empfehlenswert.

6.4 Schlussfolgerung

Der Hersteller 3M verspricht für die Anwendung des „Filtek™ One Bulk Fill“ überzeugende Ergebnisse bei Anwendung des Materials bei tiefen Kavitäten von 4-5mm. Ebenfalls gibt der Hersteller an, dass die Anwendung für alle Kavitätklassen geeignet ist. Die Belichtungszeiten und/oder -flächen für die Aushärtung sind variabel. Für die in der Dissertation untersuchte Kavität der Klasse I beläuft sich die Aushärtungszeit bei Verwendung einer LED-Polymerisationslampe mit einer Lichtabgabe von über $\geq 1000 \text{ mW/cm}^2$ auf 20 Sekunden. In den Empfehlungen und Verkaufsinformationen des Herstellers wird das Universaladhäsiv „Scotchbond Universal Adhesive“ genannt. Die Herstellung der untersuchten Proben in dieser Dissertation fand unter Verwendung des „Prime & Bond active“ der Firma Dentsply Sirona, also einem anderen Universaladhäsiv als empfohlen, statt.

Begrenzt man die Ergebnisse nur auf die wesentliche Frage, ob das „3M™ Filtek™ One Bulk Fill“-Komposit ein Universalkomposit wie „Venus® Diamond“ ersetzen sollte, so darf die Antwort lauten: Nein. Wie die Ergebnisse verdeutlichen, zeigt das Bulk-Fill-Komposit kein signifikant

besseres Ergebnis in der Dentinhaftung im Vergleich zu dem Universalkomposit ($p>0.05$) bei der Anwendung einer Bulk-Fill-Fülltechnik. Für einen besseren Dentinverbund müsste auch dieses Bulk-Fill-Komposit dünn geschichtet in die Kavität inseriert werden. Dies widerspricht jedoch der versprochenen Steigerung der Zeitersparnis. Wenn die Behandelnden weiterhin gute Dentinhaftung erzielen möchten, so dürfen sie auch bei dem „Filtek™ One Bulk Fill“-Komposit nicht auf die Inkrementtechnik verzichten.

Natürlich müsste man im nächsten Schritt hinterfragen, ob das Universaladhäsiv „Prime and Bond active“ für die verwendeten Komposite geeignet war und ob das empfohlene „Scotchbond Universal Adhesive“ besser geeignet wäre. Da sollte man jedoch bedenken, dass beide Universaladhäsive mit der Self-Etch-Methode verwendet worden wären, bei der das Verbleiben des „Smear Layers“ auf dem präparierten Dentin besteht. Diese „Schmierschicht“ könnte bei den vorliegenden Ergebnissen die Dentinhaftwerte verfälscht oder sogar verschlechtert haben [66, 105, 108, 116]. Bei anderen Self-Etch-Untersuchungen muss dieser Aspekt mitberücksichtigt werden. Um zu entscheiden, ob das Bulk-Fill-Komposit „3M™ Filtek™ One“ die Universalkomposite ersetzen könnte, sind weitere Untersuchungen bezüglich der Belichtungszeit mithilfe einer LED-Polymerisationslampe und bezüglich eines optimalen Adhäsiv-Komposit-Verbundes notwendig.

7 Zusammenfassung

7.1 Ziel der Dissertation

Das Ziel der experimentellen In-Vitro-Untersuchung war das Erarbeiten und die Analyse der Eigenschaften des Bulk-Fill-Komposits „Filtek™ One Bulk Fill“ der Firma 3M (3M Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland) und des konventionellen Universalkomposits „Venus® Diamond“ der Firma Kulzer (Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland). Der Fokus lag insbesondere auf der Dentinhaftung in Kavitäten mit einem hohen C-Faktor in Bezug auf verschiedene Applikationsmethoden.

7.2 Versuchsaufbau

Im Rahmen der Studie wurden 40 extrahierte, humane, karies- sowie füllungsfreie Weisheitszähne präpariert (Klasse-I-Kavität; L: 5mm, B: 5mm, T: 4mm) und anschließend randomisiert auf 8 Gruppen à 5 Zähne aufgeteilt. Die Gruppen unterschieden sich in dem Material und in der Applikationsart. Als Haftvermittler wurde für alle Gruppen das Universaladhäsiv „Prime and Bond active“ (Dentsply Sirona Inc., York, Pennsylvania, USA) verwendet. Gruppe 1: Filtek One, Bulk-Fill; Gruppe 2: Filtek One, 2mm-Inkrement; Gruppe 3: Filtek One – 3mm-Inkrement, Venus – Restschicht; Gruppe 4: Filtek One – 2mm-Inkrement, Venus – Restschicht; Gruppe 5: Filtek One – 1mm-Inkrement, Venus – 2 Schichten; Gruppe 6: Venus, 1mm-Inkrement; Gruppe 7: Venus, 2mm-Inkrement; Gruppe 8: Venus, Bulk-Fill. Nach der Fertigstellung der Füllungen, fand die Herstellung der Probenstäbchen mithilfe des Präzisionstrenners „IsoMet™ 1000“ (Buehler, Esslingen, Deutschland) statt. Die Fläche eines Stäbchens belief sich auf ca. $\leq 1\text{mm}^2$, die Gesamtzahl der Stäbchen pro Zahn sollte im Idealfall 16 ergeben. Anschließend wurde der Dentinhaftwert ($\text{MPa} = \text{N/mm}^2$) an den unversehrten Proben ermittelt. Dies fand in Form eines Mikrozugversuchs an der Kleinlast-Prüfmaschine MTD-500 (SD Mechatronik, Feldkirchen-Westerham, Deutschland) statt. Die Daten wurden mit dem Statistik-Programm SPSS (IBM, Chicago, Illinois, USA) ausgewertet. Im weiteren Schritt wurden die Frakturflächen unter dem Rasterelektronenmikroskop „Phenom“ (Thermo Fisher Scientific, Eindhoven, Niederlande) untersucht.

7.3 Ergebnisse

Das „3M™ Filtek™ One Bulk Fill“- Komposit wurde für direkte Füllungen mit Schichtstärken von bis zu 4mm konzipiert. Der untersuchte Dentinhaftwert für diese Art von Füllung lag bei $\bar{x}=14,2$ MPa (SD=5,4). Überraschenderweise erzielte das Material „Venus® Diamond“ für die Bulk-Fill-Technik eine Dentinhaftung von $\bar{x}=15,2$ MPa (SD=5,6; $p>0.05$). Alle anderen Gruppen ähnelten in ihren Dentinhaftwerten einander, wobei ein Vorteil von der Inkrement- bzw. Schichttechnik gegenüber der Bulk-Applikation beobachtet wurde ($p<0.05$). Ebenso war die Anzahl der „Pretest-Failures“ im Vergleich zu anderen Studien niedrig, was darauf hinweist, dass alle verwendeten Materialien und Versuchsanordnungen bei dieser Untersuchung recht zufriedenstellend abschnitten.

8 Abstract

8.1 Objective

The objective of the present experimental in-vitro study was to evaluate the suitability of the bulk fill composite “Filtek™ One Bulk Fill” (3M Oral Healthcare, Seefeld) compared with the conventional nano hybrid resin composite “Venus® Diamond” (Kulzer GmbH, Hanau, Germany). The focus was directed on dentin bond strength in high c-factor cavities regarding different application methods.

8.2 Experimental set up

Forty extracted human caries-free third molars received preparations (Class-I 5x5x4 mm) and were then randomly assigned to eight groups (n=5). The universal adhesive “Prime & Bond active” (Dentsply Sirona, Constance, Germany) was used for bonding in each group. Group 1: Filtek One, bulk fill mode; group 2: Filtek One, 2mm increments; group 3: Filtek One – 3mm increment, Venus – residual layer; group 4: Filtek One – 2mm increment, Venus – residual layer; group 5: Filtek One – 1mm increment, Venus – 2 layers; group 6: Venus, 1mm increments; group 7: Venus, 2mm increments; group 8: Venus, bulk fill. After restoration, specimens were cut into sticks with a precision saw (Isomet 1000, Buehler, Esslingen, Germany). The cross-section surface of specimens was set to $\leq 1\text{mm}^2$, the total number of specimens for one tooth should ideally result in 16. Subsequently, microtensile bond strength ($\text{MPa} = \text{N}/\text{mm}^2$) was measured by the small load testing machine MTD-500 (SD Mechatronik, Feldkirchen-Westerham, Germany). The statistical program SPSS (IBM, Chicago, Illinois, USA) was used for the evaluation of the data for each specimen. In the next step the fractured surfaces were examined under the scanning electron microscope “Phenom” (Thermo Fisher Scientific, Eindhoven, The Netherlands).

8.3 Results

The bulk fill resin composite “3M™ Filtek™ One Bulk Fill”, has been designed for single layer application with layer thickness of up to 4mm. In this set up, dentin bond strength was $\bar{x}=14,2$ MPa (SD=5,4). Surprisingly, dentin bond strength of “Venus® Diamond” achieved $\bar{x}=15,2$ MPa (SD=5,6) for the bulk fill technique ($p>0.05$). All other groups were quite similar with a general observation being in favor of layering compared to bulk application ($p<0.05$). Observed rates of pre-test failures were relatively low compared to other studies, indicating that all investigated materials and experimental set ups performed quite satisfactorily in this investigation.

9 Literatur

1. Abbasi M, Moradi Z, Mirzaei M, Kharazifard M J, Rezaei S (2018) Polymerization Shrinkage of Five Bulk-Fill Composite Resins in Comparison with a Conventional Composite Resin. *J Dent (Tehran)* 15: 365–374.
2. Al Sunbul H, Silikas N, Watts D C (2016) Polymerization shrinkage kinetics and shrinkage-stress in dental resin-composites. *Dent Mater* 32: 998–1006.
3. Al-Ahdal K, Ilie N, Silikas N, Watts D C (2015) Polymerization kinetics and impact of post polymerization on the Degree of Conversion of bulk-fill resin-composite at clinically relevant depth. *Dent Mater* 31: 1207–1213.
4. Al-Ansari A, Al-Harbi F, Baba N Z (2015) In vitro evaluation of the bond strength of composite resin foundation materials to dentin. *J Prosthet Dent* 114: 529–535.
5. Almeida Junior L J D S, Lula E C d O, Penha K J d S, Correia V S, Magalhães F A C, Lima D M, Firoozmand L M (2018) Polymerization Shrinkage of Bulk Fill Composites and its Correlation with Bond Strength. *Braz Dent J* 29: 261–267.
6. Alster D, Feilzer A J, Gee A J de, Mol A, Davidson C L (1992) The dependence of shrinkage stress reduction on porosity concentration in thin resin layers. *J Dent Res* 71: 1619–1622.
7. Arbildo-Vega H I, Lapinska B, Panda S, Lamas-Lara C, Khan A S, Lukomska-Szymanska M (2020) Clinical Effectiveness of Bulk-Fill and Conventional Resin Composite Restorations: Systematic Review and Meta-Analysis. *Polymers (Basel)* 12.
8. Armstrong S, Breschi L, Özcan M, Pfeifferkorn F, Ferrari M, van Meerbeek B (2017) Academy of Dental Materials guidance on in vitro testing of dental composite bonding effectiveness to dentin/enamel using micro-tensile bond strength (μ TBS) approach. *Dent Mater* 33: 133–143.
9. Awiszus R (2017) Randspaltanalyse von Füllungen mit Bulk Fill-Kompositen. Dissertation, München.
10. Backes C N, França F M G, Turssi C P, Amaral F L B d, Basting R T (2020) Color stability of a bulk-fill composite resin light-cured at different distances. *Braz Oral Res* 34: e119.
11. Behr M, Belli R, Boccaccini A R, Forstreuter J, Frankenberger R, Gbureck U (2018) *Werkstoffkunde in der Zahnmedizin. Moderne Materialien und Technologien.* Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York.

12. Bender R, Lange S, Ziegler A (2007) Multiples Testen. Dtsch Med Wochenschr 132 Suppl 1: e26-9.
13. Betamar N, Cardew G, van Noort R (2007) Influence of specimen designs on the microtensile bond strength to dentin. J Adhes Dent 9: 159–168.
14. Blunck U (2011) Selbstätzende Adhäsivsysteme. Wissen Kompakt (Heidelb) 5: 11–22.
15. Borchers L, Eichner K, Kappert H F (2000) Grundlagen und Verarbeitung, 7. unveränd. Aufl. Thieme, Stuttgart.
16. Bosnor S (2016) Low-stress alternatives. The resolution of symptoms of pain caused by polymerisation shrinkage stresses by using a bulk-fill resin composite material. <https://www.sdmag.co.uk/2016/11/29/low-stress-alternatives/> (08.03.2021).
17. Buonocore M G (1955) A Simple Method of Increasing the Adhesion of Acrylic Filling Materials to Enamel Surfaces. J Dent Res 34: 849–853.
18. Çakır N N, Demirbuga S (2018) The effect of five different universal adhesives on the clinical success of class I restorations: 24-month clinical follow-up. Clin Oral Investig.
19. Cardoso G C de, Nakanishi L, Isolani C P, Jardim P D S, Moraes R R de (2019) Bond Stability of Universal Adhesives Applied To Dentin Using Etch-And-Rinse or Self-Etch Strategies. Braz Dent J 30: 467–475.
20. Chantchaimongkol S, Sirivimol Srisawasdi, D. D. S. (2015) Microtensile bond strength of self-adhesive resin composite to dentin. CU Dent J 38: 21–34.
21. Chesterman J, Jowett A, Gallacher A, Nixon P (2017) Bulk-fill resin-based composite restorative materials: a review. Br Dent J 222: 337–344.
22. Cleff T (2019) Angewandte Induktive Statistik und Statistische Testverfahren. Eine computergestützte Einführung mit Excel, SPSS und Stata. Springer Fachmedien Wiesbaden, Wiesbaden.
23. Colloquium (2016) Neues lichthärtendes Einkomponenten-Universaladhäsiv. ZWR 125: 293–294.
24. Cuevas-Suárez C E, Oliveira da Rosa W L de, Vitti R P, da Silva A F, Piva E (2020) Bonding Strength of Universal Adhesives to Indirect Substrates: A Meta-Analysis of in Vitro Studies. J Prosthodont 29: 298–308.
25. Dentsply Sirona Aktive Kontrolle für verlässliche Restaurationen. Prime&Bond active - das Universaladhäsiv mit patentierter Active-Guard Technologie.

- <https://www.dentsplysirona.com/de-de/produkte/restorative/prime-and-bond-active.html> (27.11.2018).
26. Dinneen L C, Blakesley B C (1973) Algorithm AS 62: A Generator for the Sampling Distribution of the Mann- Whitney U Statistic. *Applied Statistics* 22: 269.
 27. Doderer S Einfluss des Lagerungsmediums auf die Scherfestigkeitswerte eines Self-Etch-Adhäsivs an humanen und bovinen Schmelz- und Dentinflächen. @Hamburg, Univ. FB Medizin, Diss. 2010. <http://www.sub.uni-hamburg.de/opus/volltexte/2010/4865/index.html>.
 28. Durner J (2015) Dentale Kunststoffe – Geschichte und toxikologische Aspekte Teil 1. https://www.zmk-aktuell.de/fachgebiete/allgemeine-zahnheilkunde/story/dentale-kunststoffe--geschichte-und-toxikologische-aspekte-teil-1__1179.html (14.11.2018).
 29. Eberhard H, Hirschfelder U, Nkenke E, Boulouchou O, Martus P (1994) In-vitro-Untersuchung über die Haftung und den Bruchverlauf von lighthärtenden, Fluorid abgebenden Befestigungsmaterialien bei Metallbrackets. *Fortschr Kieferorthop* 55: 304–310.
 30. Ehrensberger C Zu den Stärken des Adhäsiv Prime&Bond active in der Praxis. <https://dentalspiegel-online.de/zu-den-staerken-des-adhaesiv-primebond-active-in-der-praxis/> (08.03.2021).
 31. El-Deeb H A, Daifalla L E, Badran O I, Mobarak E H (2016) Bond Strength Durability of Different Adhesives to Dentin After Aging in Two Different Solutions. *J Adhes Dent* 18: 303–309.
 32. Engelhardt F, Hahnel S, Preis V, Rosentritt M (2016) Comparison of flowable bulk-fill and flowable resin-based composites: an in vitro analysis. *Clin Oral Investig* 20: 2123–2130.
 33. Ferracane J L (2011) Resin composite--state of the art. *Dent Mater* 27: 29–38.
 34. Finan L, Palin W M, Moskwa N, McGinley E L, Fleming G JP (2013) The influence of irradiation potential on the degree of conversion and mechanical properties of two bulk-fill flowable RBC base materials. *Dent Mater* 29: 906–912.
 35. Frankenberger R (2018) Adhäsiv-Fibel. Adhäsive Zahnmedizin - Wege zum klinischen Erfolg, 4. überarbeitete und erweiterte Auflage. Spitta, Balingen.
 36. Frankenberger R, Blunck U (Hrsg.) (2013) Adhäsive Zahnheilkunde. Wissenschaft und Praxis ; mit 16 Tabellen ; [mit 3D-Brille. Dt. Zahnärzte-Verl. Köln.

37. Frankenberger R, Krämer N (2017) Adhäsivtechnik zur Zahnhartsubstanz. State of the Art 2017. Quintessenz Zahntech 43.: 1504–1510.
38. Frankenberger R, Krech M, Braun A, Roggendorf M J (2015) Moderne Adhäsivsysteme. Freie Zahnarzt 59: 53–57.
39. Frankenberger R, Lohbauer U, Roggendorf M J, Naumann M, Taschner M (2008) Selective enamel etching reconsidered: better than etch-and-rinse and self-etch? J Adhes Dent 10: 339–344.
40. Frankenberger R, Perdigão J, Rosa B T, Lopes M (2001) ‘No-bottle’ vs ‘multi-bottle’ dentin adhesives—a microtensile bond strength and morphological study. Dent Mater 17: 373–380.
41. Frankenberger R, Strobel W O, Lohbauer U, Krämer N, Petschelt A (2004) The effect of six years of water storage on resin composite bonding to human dentin. J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater 69: 25–32.
42. Fronza B M, Abuna G F, Braga R R, RUEGGEBERG F A, Giannini M (2018) Effect of Composite Polymerization Stress and Placement Technique on Dentin Micropermeability of Class I Restorations. J Adhes Dent 20: 355–363.
43. Fronza B M, Ayres A PA, Pacheco R R, Rueggeberg F A, Dias C TS, Giannini M (2017) Characterization of Inorganic Filler Content, Mechanical Properties, and Light Transmission of Bulk-fill Resin Composites. Oper Dent 42: 445–455.
44. Fusayama T, Nakamura M, Kurosaki N, Iwaku M (1979) Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. J Dent Res 58: 1364–1370.
45. Geis-Gerstorfer J, Marxkors R (2008) Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. Vom Defekt zur Restauration ; mit 11 Tabellen, 6. überarb. Aufl. Dt. Zahnärzte-Verl. Köln.
46. Gente M, Willamowski M (2018;) Zahnärztliche Werkstoffkunde. Praxisorientiertes und praxiswirksames Expertenwissen für Studierende der Zahnmedizin, Zahntechniker und Zahnärzte. Spitta, Balingen.
47. Goodis H E, Marshall G W, White J M, Gee L, Hornberger B, Marshall S J (1993) Storage effects on dentin permeability and shear bond strengths. Dent Mater 9: 79–84.
48. Han S-H, Park S-H (2018) Incremental and Bulk-fill Techniques With Bulk-fill Resin Composite in Different Cavity Configurations. Oper Dent 43: 631–641.

49. Haugen H J, Marovic D, Par M, Le Thieu M K, Reseland J E, Johnsen G F (2020) Bulk Fill Composites Have Similar Performance to Conventional Dental Composites. *Int J Mol Sci* 21.
50. Heck K, Manhart J, Hickel R, Diegritz C (2018) Clinical evaluation of the bulk fill composite QuiXfil in molar class I and II cavities: 10-year results of a RCT. *Dent Mater* 34: e138-e147.
51. Heidemann D, Becker J, Haunfelder D, Diedrich P, Geurtsen W, Hahn R, Hellwig E, Hickel R, Hugo B, Klaiber B, Klimek J, Kunzelmann K-H, Motsch A, Schmalz G, Staehle H J, Thonemann B, Rintelen H, Horch H-H, Koeck B (1999) *Kariologie und Füllungstherapie. Studienausgabe Praxis der Zahnheilkunde, Studienausgabe der 4. Auflage 1999.* Elsevier Urban & Fischer, München.
52. Heintze S D, Zimmerli B (2011) Relevanz von In-vitro-Untersuchungen von Adhäsiv- und Kompositmaterialien. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*: 804–809.
53. Hellwig E, Klimek J, Attin T (2010;) *Einführung in die Zahnerhaltung. Prüfungswissen Kariologie, Endodontologie und Parodontologie ; mit 60 Tabellen, 5. überarb. und erw. Aufl. [Nachdr.].* Dt. Zahnärzte-Verl. Köln.
54. Hemmerich W Bonferroni-Holm Korrektur. <https://statistikguru.de/lexikon/bonferroni-holm-korrektur.html> (01.09.2020).
55. Hemmerich W Fehler 1. Art. <https://statistikguru.de/lexikon/fehler-1-art.html> (01.09.2020).
56. Heo H (2009) *Glanz dentaler Nano-Komposite in Abhängigkeit von der Politur.* Dissertation, Münster.
57. Heraeus Kulzer Venus® Komposite. Ästhetik in ihrer schönsten Form. https://www.kulzer.de/media/webmedia_local/downloads_new/venus_7/venus_8/Venus_Family_Produktinformation_DE.pdf (27.11.2018).
58. Hickel R (2012) Neueste Komposite – viele Behauptungen. Was ist für die Praxis wichtig, welche Fehler passieren am häufigsten? *BZB Bayer Zahnarztebl*: 50–53.
59. Hohmann A, Hielscher W (2003) *Werkstofftechnik, 3. vollst. überarb. Aufl.* Quintessenz-Verl. Berlin.
60. Humel M, Oliveira M, Cavalli V, Giannini M (2007) Effect of storage and disinfection methods of extracted bovine teeth on Bond strength to dentin. *Braz J Oral Sci* 6: 1402–1406.
61. Huth S (2017) Universaladhäsive: Ein Adhäsiv für alle Indikationen. *ZWP*: 58–59.

62. Ilie N (2016) Bulk-Fill-Komposite: Eigenschaften und Perspektiven. *Junge Zahnarzt* 7: 14–21.
63. Ilie N, Bucuta S, Draenert M (2013) Bulk-fill resin-based composites: an in vitro assessment of their mechanical performance. *Oper Dent* 38: 618–625.
64. Ilie N, Hickel R (2009) Macro-, micro- and nano-mechanical investigations on silorane and methacrylate-based composites. *Dent Mater* 25: 810–819.
65. IsoMet™ 1000. https://www.buehler.com/Brochures/German/FN00912_1013_IsoMet-1000_DE.pdf (18.11.2018).
66. Jacker-Guhr S, Sander J, Luehrs A-K (2019) How "Universal" is Adhesion? Shear Bond Strength of Multi-mode Adhesives to Enamel and Dentin. *J Adhes Dent* 21: 87–95.
67. Karaman E, Yazici A R, Ozgunaltay G, Ustunkol I, Berber A (2017) Clinical Evaluation of a Silorane- and a Methacrylate-Based Resin Composite in Class II Restorations: 24-Month Results. *Oper Dent* 42: E102-E110.
68. Lehmann K M, Hellwig E, Wenz H-J (2012) Zahnärztliche Propädeutik. Einführung in die Zahnheilkunde ; mit 32 Tabellen, 12. vollst. überarb. und erw. Aufl. Dt. Zahnärzte-Verl. Köln.
69. Lima R B W, Troconis C C M, Moreno M B P, Murillo-Gómez F, Goes M F de (2018) Depth of cure of bulk fill resin composites: A systematic review. *J Esthet Restor Dent* 30: 492–501.
70. Lopes M B, Sinhoreti M A C, Correr Sobrinho L, Consani S (2003) Comparative study of the dental substrate used in shear bond strength tests. *Pesqui Odontol Bras* 17: 171–175.
71. Lutz F, Phillips R W (1983) A classification and evaluation of composite resin systems. *J Dent* 11: 183–184.
72. Maghaireh G A, Taha N A, Alzraikat H (2017) The Silorane-based Resin Composites: A Review. *Oper Dent* 42: E24-E34.
73. Mandava J, Vegesna D-P, Ravi R, Boddada M-R, Uppalapati L-V, Ghazanfaruddin M D (2017) Microtensile bond strength of bulk-fill restorative composites to dentin. *J Clin Exp Dent* 9: e1023-e1028.
74. Manhart J, Chen H-Y, Hickel R (2010) Clinical evaluation of the posterior composite Quixfil in class I and II cavities: 4-year follow-up of a randomized controlled trial. *J Adhes Dent* 12: 237–243.
75. Manhart J, Ilie N (2015) Bulk-Fill-Komposite. *Wissen Kompakt (Heidelb)* 9: 27–42.

76. Marshall G W, JR, Marshall S J, Kinney J H, Balooch M (1997) The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *J Dent* 25: 441–458.
77. Meyer-Lückel H, Paris S, Ekstrand K (2012) *Karies. Wissenschaft und Klinische Praxis*, 1. Aufl. Georg Thieme Verlag KG, s.l.
78. Mikrozugversuch. MTD-500 plus. <http://sdm-gmbh.de/produkte/mikrozugversuch-mtd-500-plus.html> (18.11.2018).
79. Mjör I A (2009) Dentin permeability: the basis for understanding pulp reactions and adhesive technology. *Braz Dent J* 20: 3–16.
80. Mobarak E H, El-Badrawy W, Pashley D H, Jamjoom H (2010) Effect of pretest storage conditions of extracted teeth on their dentin bond strengths. *J Prosthet Dent* 104: 92–97.
81. Monsarrat P, Garnier S, Vergnes J-N, Nasr K, Grosgeat B, Joniot S (2017) Survival of directly placed ormocer-based restorative materials: A systematic review and meta-analysis of clinical trials. *Dent Mater* 33: e212-e220.
82. Moszner N, Fischer U K, Ganster B, Liska R, Rheinberger V (2008) Benzoyl germanium derivatives as novel visible light photoinitiators for dental materials. *Dent Mater* 24: 901–907.
83. Munck J de, Poitevin A, Lührs A-K, Pongprueksa P, van Ende A, van Landuyt K L, van Meerbeek B (2015) Interfacial fracture toughness of aged adhesive-dentin interfaces. *Dent Mater* 31: 462–472.
84. Noack M J (2013) Wirtschaftliche Füllungstechnik. Warum und womit? *ZWR* 122: 86–94.
85. Ozcan M, Barbosa S H, Melo R M, Galhano G A P, Bottino M A (2007) Effect of surface conditioning methods on the microtensile bond strength of resin composite to composite after aging conditions. *Dent Mater* 23: 1276–1282.
86. Pashley D H (1996) Dynamics of the pulpo-dentin complex. *Crit Rev Oral Biol Med* 7: 104–133.
87. Pashley E L, Tao L, Mackert J R, Pashley D H (1988) Comparison of in vivo vs. in vitro bonding of composite resin to the dentin of canine teeth. *J Dent Res* 67: 467–470.
88. Pegado R E F, do Amaral, Flávia Lucisano Botelho, Flório F M, Basting R T (2010) Effect of different bonding strategies on adhesion to deep and superficial permanent dentin. *Eur J Dent* 4: 110–117.

89. Perdigão J (2010) Dentin bonding-variables related to the clinical situation and the substrate treatment. *Dent Mater* 26: e24-37.
90. Plano - Zubehör für Elektronenmikroskopie. <https://www.plano-em.de/katalog/> (18.11.2018).
91. Polydorou O (2014) Update Kompositmaterialien. *Junge Zahnarzt* 5: 12–20.
92. Preusse P J, Winter J, Amend S, Roggendorf M J, Dudek M-C, Krämer N, Frankenberger R (2021) Class II resin composite restorations-tunnel vs. box-only in vitro and in vivo. *Clin Oral Investig* 25: 737–744.
93. Pröbster L (2004) Innovative Verfahren in der Zahnheilkunde. Moderne Behandlungskonzepte für die Praxis Band 1. Springer, Berlin, Heidelberg.
94. Reeves G W, Fitchie J G, Hembree J H, JR, Puckett A D (1995) Microleakage of new dentin bonding systems using human and bovine teeth. *Oper Dent* 20: 230–235.
95. Reis A F, Vestphal M, Amaral R C d, Rodrigues J A, Roulet J-F, Roscoe M G (2017) Efficiency of polymerization of bulk-fill composite resins: a systematic review. *Braz Oral Res* 31: 37-48.
96. Retief D H, Mandras R S, Russell C M, Denys F R (1990) Extracted human versus bovine teeth in laboratory studies. *Am J Dent* 3: 253–258.
97. Rizzante F A P, Duque J A, Duarte M A H, Mondelli R F L, Mendonça G, Ishikiriama S K (2019) Polymerization shrinkage, microhardness and depth of cure of bulk fill resin composites. *Dent Mater J* 38: 403–410.
98. Rizzante F A P, Mondelli R F L, Furuse A Y, Borges A F S, Mendonça G, Ishikiriama S K (2019) Shrinkage stress and elastic modulus assessment of bulk-fill composites. *J Appl Oral Sci* 27: e20180132.
99. RUEGGEBERG F A, Giannini M, ARRAIS C A G, PRICE R B T (2017) Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review. *Braz Oral Res* 31.
100. Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, Pashley D H (1994) Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength — Evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater* 10: 236–240.
101. Santana F R, Pereira J C, Pereira C A, Fernandes Neto A J, Soares C J (2008) Influence of method and period of storage on the microtensile bond strength of indirect composite resin restorations to dentine. *Braz Oral Res* 22: 352–357.

102. Sarr M, Kane A W, Vreven J, Mine A, van Landuyt K L, Peumans M, Lambrechts P, van Meerbeek B, Munck J de (2010) Microtensile bond strength and interfacial characterization of 11 contemporary adhesives bonded to bur-cut dentin. *Oper Dent* 35: 94–104.
103. Scherrer S S, Cesar P F, Swain M V (2010) Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. *Dent Mater* 26: e78-93.
104. Schmidseider J, Munz T, Allen E P (2009) *Ästhetische Zahnmedizin. 49 Tabellen*, 2. vollst. überarb. und erw. Aufl. Thieme, Stuttgart.
105. Städtler P (2007) Dentinhaftmittel. *Z Stomatol* 4: 101–109.
106. Strawn S E, White J M, Marshall G W, Gee L, Goodis H E, Marshall S J (1996) Spectroscopic changes in human dentine exposed to various storage solutions — short term. *J Dent* 24: 417–423.
107. Suzuki S, Takamizawa T, Imai A, Tsujimoto A, Sai K, Takimoto M, Barkmeier W W, Latta M A, Miyazaki M (2018) Bond durability of universal adhesive to bovine enamel using self-etch mode. *Clin Oral Investig* 22: 1113–1122.
108. Taschner M (2015) Kleben ohne Phosphorsäureätzung. *Wissen Kompakt (Heidelb)* 9: 17–25.
109. Tauböck T, Attin T (2016) Bulk-Fill-Komposite. Ein Update. *Swiss Dent J*: 694–695.
110. Tay F R, Frankenberger R, Krejci I, Bouillaguet S, Pashley D H, Carvalho R M, Lai C N S (2004) Single-bottle adhesives behave as permeable membranes after polymerization. I. In vivo evidence. *J Dent* 32: 611–621.
111. Terry D A, Geller W (2013) *Ästhetik in der Zahnheilkunde. Ästhetische Stiftsysteme*, 1. Auflage. Quintessenz Berlin, Berlin.
112. Tichy A, Hosaka K, Abdou A, Nakajima M, Tagami J (2020) Degree of Conversion Contributes to Dentin Bonding Durability of Contemporary Universal Adhesives. *Oper Dent* 45: 556–566.
113. Toutenburg H, Heumann C (2008) *Deskriptive Statistik. Eine Einführung in Methoden und Anwendungen mit R und SPSS*, 6. Aufl. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg.
114. van den Breemer C, Özcan M, Cune M S, Ayres A A, van Meerbeek B, Gresnigt M (2019) Effect of Immediate Dentin Sealing and Surface Conditioning on the Microtensile Bond Strength of Resin-based Composite to Dentin. *Oper Dent* 44: E289-E298.

115. van den Breemer, Carline Rg, Özcan M, Pols M R, Postema A R, Cune M S, Gresnigt M M (2019) Adhesion of resin cement to dentin: effects of adhesive promoters, immediate dentin sealing strategies, and surface conditioning. *Int J Esthet Dent* 14: 52–63.
116. van Ende A, Mine A, Munck J de, Poitevin A, van Meerbeek B (2012) Bonding of low-shrinking composites in high C-factor cavities. *J Dent* 40: 295–303.
117. van Ende A, Munck J de, van Landuyt K L, Poitevin A, Peumans M, van Meerbeek B (2013) Bulk-filling of high C-factor posterior cavities: effect on adhesion to cavity-bottom dentin. *Dent Mater* 29: 269–277.
118. Watanabe I, Nakabayashi N (1994) Measurement methods for adhesion to dentine: the current status in Japan. *J Dent* 22: 67–72.
119. Xue J (2020) Factors influencing clinical application of bulk-fill composite resin. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi* 38: 233–239.
120. Zantner C, Kielbassa A (2004) Die Kompositfüllung in der Zahnmedizin des 21. Jahrhunderts. *Cosmetic Dentistry* 1: 6–10.

10 Anhang

10.1 Verzeichnis der akademischen Lehrenden

Meine akademischen Lehrenden in Marburg waren folgende Damen und Herren, Professorinnen und Professoren, Privatdozentinnen und Privatdozenten, Oberärztinnen und Oberärzte:

Althaus, Arweiler, Auschill, Braun, Cetin, Feuser, Frankenberger, Gente, Glörfeld, Korbmacher-Steiner, Lill, Lotzmann, Mengel, Milani, Mittag, Moll, Neff, Neumüller, Nonnenmacher, Ramaswamy, Roggendorf, Weber, Weihe, Westermann, Winter

10.2 Danksagung

An dieser Stelle bedanke ich mich herzlichst bei meinem Doktorvater und Betreuer, Prof. Dr. Frankenberger, für die Möglichkeit das aufschlussreiche Dissertationsthema zu erforschen und zu verschriftlichen. Prof. Dr. Frankenberger stand mir, trotz der Entfernung zwischen Hamburg und Marburg, jederzeit hilfsbereit zur Seite. Danke für die hervorragende Betreuung.

Des Weiteren spreche ich einen persönlichen Dank an meine Familie und Freunde aus. Danke für Eure Geduld, die Ihr all die Jahre mit mir hattet und die motivierenden Worte, die mich immer wieder vorantrieben.

Ich bedanke mich bei meiner allerliebsten Freundin Madeleine Müller, die mich mit Ihren unglaublichen wissenschaftlichen Kenntnissen nie im Stich ließ und mich mit Ihrer positiven Art unterstützte. Danke, dass ich immer auf Dich zählen kann!